

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Основи побудови біомедичних електронних систем. Конспект лекцій

*Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
як навчальний посібник для студентів,
які навчаються за спеціальністю 153 «Мікро- та наносистемна техніка»,
освітньою програмою «Електронні мікро- і наносистеми та технології»*

Київ
КПІ ім. Ігоря Сікорського
2020

Основи побудови біомедичних електронних систем. Конспект лекцій [Електронний ресурс]: навч. посіб. для студ. спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка», освітньої програми «Електронні мікро- і наносистеми та технології» / КПІ ім. Ігоря Сікорського; уклад.: Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько, А.О. Попов, Є.С. Карплюк. – Електронні текстові данні (1 файл: 14 663 Кбайт). – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – 222 с.

Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського (*протокол № від. 2020 р.*)
за поданням Вченої ради факультету електроніки (*протокол № від .2020 р.*)

Електронне мережне навчальне видання

Основи побудови біомедичних електронних систем. Конспект лекцій

Укладачі: *Іванушкіна Наталія Георгіївна, к.т.н., доц.*
Іванько Катерина Олегівна, к.т.н., доц.
Попов Антон Олександрович, к.т.н., доц.
Карплюк Євгеній Сергійович, к.т.н., доц.

Відповідальний
редактор *Тимофєєв Володимир Іванович, д-р техн. наук, проф.*
Рецензентка: *Клен Катерина Сергіївна, к.т.н., доц.*

Навчальний посібник присвячено допомозі студентам при вивченні навчальної дисципліни «Основи побудови біомедичних електронних систем». Викладено теоретичні відомості та приклади задач, присвячених організації діагностичних біомедичних електронних систем, накопичення досвіду їх використання в практичній діяльності та набуття навиків їх проектування, наладки та експлуатації.

The manual is dedicated to helping students study the discipline "Fundamentals of biomedical electronic systems". Theoretical information and examples of problems devoted to the organization of diagnostic biomedical electronic systems, accumulation of experience of their use in practical activity and acquisition of skills of their design, adjustment and operation are provided.

© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
<i>Тема 1. Основні поняття про біомедичні електронні системи.....</i>	<i>5</i>
<i>Тема 2. Методичне, технічне та інформаційно-алгоритмічне забезпечення БЕС для реєстрації та обробки біопотенціалів. Електрокардіографія</i>	<i>13</i>
<i>Тема 3. Методичне, технічне та інформаційно-алгоритмічне забезпечення БЕС для реєстрації та обробки біопотенціалів. Електрокардіографія (продовження).....</i>	<i>35</i>
<i>Тема 4. Методичне, технічне та інформаційно-алгоритмічне забезпечення БЕС для реєстрації та обробки біопотенціалів. Електроенцефалографія</i>	<i>68</i>
<i>Тема 5. Методичне, технічне та інформаційно-алгоритмічне забезпечення біомедичних електронних систем для реєстрації та обробки даних про тиск крові.....</i>	<i>93</i>
<i>Тема 6. Основні методи цифрової обробки та аналізу даних у БЕС.....</i>	<i>98</i>
<i>Тема 7. Основні методи нелінійного та мультиваріативного аналізу сигналів.....</i>	<i>124</i>
<i>Тема 8. Основні методи аналізу двовимірних сигналів</i>	<i>156</i>
<i>Тема 9. Призначення та основні властивості експертних систем.....</i>	<i>178</i>
<i>Тема 10. Виявлення знань від експертів та обробка експертних оцінок</i>	<i>185</i>
<i>Тема 11. Експертні системи з невизначеними знаннями</i>	<i>205</i>
РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА.....	222

Вступ

Розробка та впровадження в діагностику і лікувальний процес електронного обладнання нового покоління є актуальною задачею для спеціалістів в галузі біомедичної електроніки. Конспект лекцій з дисципліни «Основи побудови біомедичних електронних систем» призначений для студентів спеціальності «Мікро- та наносистемна техніка».

Мета дисципліни «Основи побудови біомедичних електронних систем» – вивчення принципів організації комп'ютеризованих біомедичних систем, накопичення досвіду їх використання в практичній діяльності та набуття навичок їх проектування, наладки та експлуатації, а також формування цілісного уявлення про сучасні шляхи стандартизації процесів формування та передачі електронних медичних записів, стиснення, архівації та передачі медичних зображень та графіки.

Згідно з вимогами освітньо-професійної програми студенти після засвоєння навчальної дисципліни мають продемонструвати такі результати навчання:

знання:

- засади побудови та стандартизації біомедичних систем;
- математичні методи обробки біомедичної інформації з використанням сучасних інформаційних технологій;
- сучасні підходи до обробки та аналізу біомедичних сигналів і зображень;
- тенденції розвитку біомедичних комп'ютерних систем.

уміння:

- обґрунтовано будувати структурні та функціональні схеми біомедичних комп'ютерних систем різних типів;
- обґрунтовано обирати та застосовувати необхідні методи обробки та візуалізації сигналів і зображень у різних форматах, знаходити можливості модифікації та адаптації відомих методів до конкретних задач практичної діяльності;

досвід:

- застосування методів обробки біомедичних сигналів і зображень до сигналів ЕКГ, ЕМГ, ЕЕГ, звукових сигналів, зображень КТ, МРТ, УЗД та ін.
- застосування методів сертифікації виробів біомедичного призначення.

Тема №1

ОСНОВНІ ПОНЯТТЯ ПРО БІОМЕДИЧНІ ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ

1.1. Призначення біомедичних електронних систем

Біомедичні електронні системи (БЕС) призначені для автоматизованої обробки біомедичної інформації, а саме, для її реєстрації, перетворення, зберігання, передачі, відображення та розпізнавання.

Сучасна концепція побудови БЕС передбачає об'єднання електронних записів про пацієнтів з архівами медичних зображень і фінансовою інформацією, даними моніторингу з медичних приладів, результатами роботи автоматизованих лабораторій, наявність сучасних засобів обміну інформацією (електронної пошти, Інтернету, відеоконференцій).

Головна відміна БЕС від інших електронних систем полягає в тому, що в БЕС джерелом сигналу є жива біологічна тканина або енергія перетвореного випромінювання, яке прикладено до тканини.

1.2 . Класифікація БЕС

Відомі різні види класифікації БЕС.

Може бути класифікація БЕС в залежності від рівнів управління та організації:

- державний;
- територіальний;
- установський.

Існує класифікація БЕС, обумовлена специфікою предметної області:

- офісні БЕС;
- БЕС для діагностики;
- БЕС для лікування;
- експертні БЕС;

- інформаційно-керуючі БЕС;
- БЕС, побудовані на принципах інтегрованих рішень.

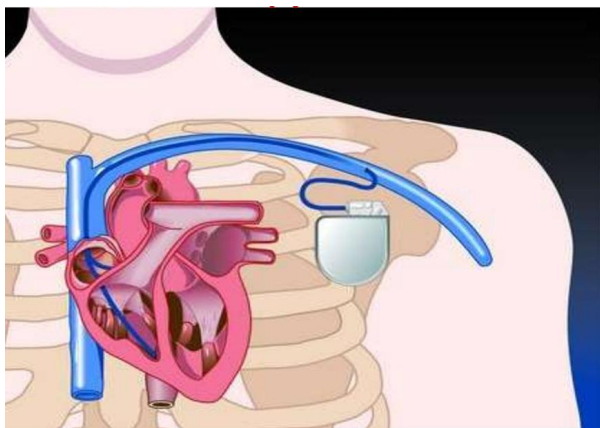
Основне завдання *офісних БЕС* — забезпечення інформаційною підтримкою лікувального закладу (автоматизація адміністративних, фінансових та виконавчих функцій клінічного персоналу).

Призначення *БЕС для діагностики* — автоматизоване введення і збереження результатів лабораторних досліджень. До них відносяться БЕС мікробіології, радіології, рентгенографії, комп'ютерної томографії, ультразвукового дослідження, лабораторій функціонального дослідження *БЕС*. Прикладами БЕС для діагностики є 12-канальний електрокардіограф “UCARD-200” та реанімаційно-хірургічний монітор “UM-300”.

Експертні БЕС, або системи, засновані на знаннях, які аналізують інформацію на основі подання знань про предметну область і логічний висновок. В них є взаємодія з базами даних та базами знань. Прикладом експертної БЕС є діагностичний комплекс “Кардіо +”.

БЕС, побудовані на принципах інтегрованих рішень, об'єднують клінічні дані для використання у всій медичній установі (або установах). В цих БЕС вирішуються завдання: формування та ведення єдиного інформаційного банку даних; автоматизоване ведення амбулаторної карти пацієнта; отримання і розподіл результатів функціональних, лабораторних та рентгенівських досліджень; статистична обробка даних діяльності медичного закладу; забезпечення захисту інформації від несанкціонованого доступу.

БЕС для лікування обладнані засобами впливу на пацієнта (наприклад, імплантовані електрокардіостимулятори — рис.1.1, системи для радіочастотної абляції та системи для стентування судин), а *інформаційно-керуючі БЕС* — БЕС, що мають контури біологічного зворотнього зв'язку (наприклад, системи магнітної терапії).



а)



б)

Рис. 1.1. Імплантований електрокардіостимулятор:

а) схема розташування; б) зовнішній вигляд.

Ще один вид класифікації БЕС — залежно від **габаритних розмірів і масштабів обміну інформацією**. БЕС охоплюють широкий спектр виробів (рис. 1.2), масштаби функціонування яких простягаються від атомно-молекулярного рівня (лабораторії на чипі, системи доставки ліків) до планетного масштабу (телемедичні системи).



Рис.1.2. Класифікація БЕС залежно від габаритних розмірів і масштабів обміну інформацією

Існує класифікація БЕС в залежності від біофізичних величин, які системи вимірюють. Найбільш важливі величини можна згрупувати по наступним категоріям: біопотенціали, тиск, потік, швидкість, сила, імпеданс, розміри, температура, концентрація. Кожну величину можна зв'язати з певним органом або анатомічною структурою.

1.3. Математичне моделювання інформаційного процесу в БЕС

На основі етапів інформаційного процесу в БЕС можна побудувати узагальнену схему (рис 1.3).

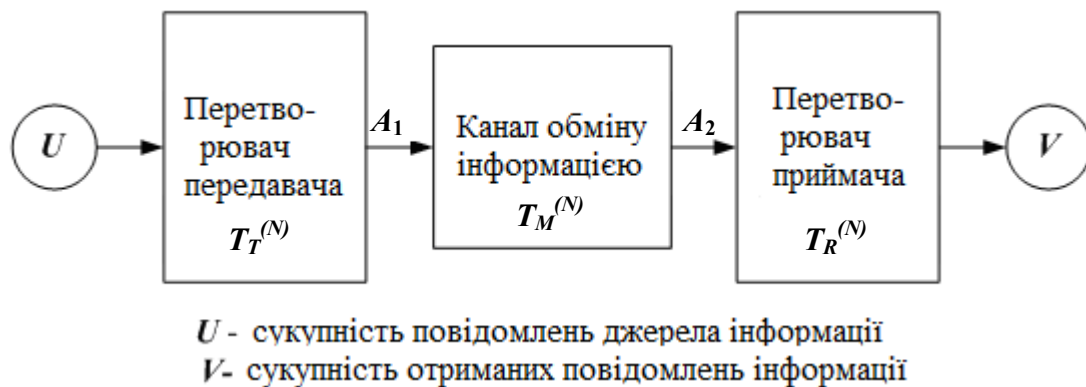


Рис.1.3. Узагальнена схема інформаційного процесу в одноканальній БЕС

Обмін інформацією в БЕС розглядається як випадковий процес, і тому для вирішення завдань теорії обміну інформації використовуються імовірнісні моделі та методи. Статистичний підхід необхідний при передачі і прийомі сукупності всіх можливих повідомлень, які представляють випадковий процес.

З математичної точки зору теорію обміну інформацією можна розглядати як теорію операторів над множинами. Вигляд цих перетворень буде залежати від **завдання**, що розв'язується під час передачі та прийому інформації, **умов**, в яких відбувається обмін інформацією і **технічних засобів та методів** передачі і прийому.

Основними завданнями теорії обміну інформацією є:

- виявлення сигналів;

- оцінювання сигналів;
- синтез структур систем обміну інформацією, які вирішують дані завдання оптимальним чином.

Процеси, що відбуваються в одноканальній БЕС (рис.1.3), можна охарактеризувати співвідношенням:

$$V = T_R^{(N)} \cdot T_M^{(N)} \cdot T_T^{(N)} \cdot U \quad (1.1)$$

де U - представляє сукупність можливих повідомлень джерела інформації на передавальній стороні системи, з яких виходить V - сукупність прийнятих повідомлень. Символи T представляють перетворення, відповідні операції кодування передавача - $T_T^{(N)}$, операції впливу каналу або середовища - $T_M^{(N)}$ і операції $T_R^{(N)}$, що виконуються приймачем для перетворення прийнятих сигналів в повідомлення (або рішення). Індекс N зверху вказує на можливість введення в систему шуму на даному етапі.

Головне завдання, що стоїть перед БЕС в процесі обміну інформацією, полягає в досягненні тотожності між прийнятою V і початковою U сукупністю повідомлень. Це досягається шляхом відповідного вибору операцій $T_R^{(N)}$ і $T_T^{(N)}$ або обох разом. Перетворення $T_M^{(N)}$, яке представляє вплив середовища, вносить істотне обмеження на якість системи.

Структура системи залежить від виду обміну інформацією. Розрізняють наступні види:

- 1) Обмін інформацією, при якому виноситься певне рішення.
- 2) Обмін інформацією, при якому не виноситься рішення.

БЕС першого виду містять операції вироблення рішень, прийняті з урахуванням невизначеності, що виникає через наявність шуму.

У загальному випадку, перетворювачі необхідні для узгодження джерела інформації, каналу обміну і приймача інформації, а також для здійснення ефективного обміну інформацією і включають кілька етапів перетворень (кодування-декодування, модуляція-демодуляція, мультиплексування, біосенсиори, електроди і т.д.).

1.4. Загальне формулювання проблеми вибору рішення в БЕС

Розгляд проблеми і побудова моделі процесу обміну інформацією в одноканальній БЕС можна виконати відповідно до загальних понять теорії рішень.

Вводяться простори переданих сигналів Ω і простори прийнятих сигналів Γ і розглядаються дискретні вибірки сигналів в кінцевому інтервалі часу: $U = [U(t_1), U(t_2), \dots, U(t_n)]$, $V = [V(t_1), V(t_2), \dots, V(t_n)]$, де U и V n -вимірні вектори. Крім того, вводиться простір рішень Δ .

Загальна схема вибору рішень при виявленні або оцінюванні сигналів в БЕС представлена на рис 1.4, де $F(U, N)$ - функція комбінування сигналу та шуму (може бути адитивна та мультиплікативна); $F(V, \gamma)$ - правило вибору рішення.

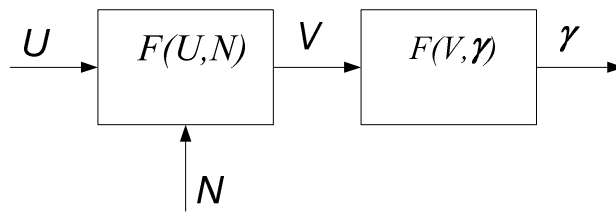


Рис.1.4. Загальна схема вибору рішень

При прийнятті рішень в умовах невизначеності неминучі помилкові рішення, тому встановлюється плата за прийняте рішення.

Статистична теорія рішень складається з трьох основних елементів:

- 1) Встановлення кількісних мір (вартостей) правильних і помилкових рішень, отриманих при обробці сукупності прийнятих сигналів і шумів;
- 2) Введення відповідної статистичної моделі, що дозволяє врахувати невизначеність появи правильних і помилкових рішень;
- 3) Вибір критерію якості системи, що характеризується середньою кількісною мірою (вартістю).

Вводиться функція, за допомогою якої можна оцінити якість поведінки БЕС при виборі сукупності рішень, відповідної всім прийнятим сигналам.

З цією метою розглядається **функція втрат (або вартість) $F(U, \gamma)$** , за допомогою якої кожному сигналу і пов'язаному з ним рішенням приписується кількісна оцінка. Вибирається **функція середніх втрат**:

$$L = E\{F(U, \gamma)\} = \int_{\Omega} F(U) \left\{ \int_{\Gamma} \int_{\Delta} F(V|U) F(\gamma|V) F(U, \gamma) d\gamma dV \right\} dU \quad (1.2)$$

де: $F(U, \gamma)$ - функція втрат; $F(U)$ - щільність ймовірності вектора переданих сигналів U ; $F(V|U)$ - умовна щільність ймовірності прийнятих сигналів V при наявності переданих сигналів U ; $F(\gamma|V)$ - умовна щільність ймовірності прийняття рішень γ на основі прийнятих сигналів V .

Вираз для середніх втрат представляє міру якості одноканальної БЕС.

1.5. Оцінювання якості БЕС

Необхідно визначити шляхи побудови оптимальних БЕС на основі вибору правил рішень, яким відповідають екстремуми (мінімуми) середніх втрат.

В теорії рішень найбільш часто використовується **дві функції втрат**:

1. $F_1(U, \gamma) = C(U, \gamma)$ - функція втрат, в якій при зв'язку сигналів з можливими рішеннями встановлюються постійні вартості.
2. $F_2(U, \gamma) = -\log p(U|\gamma)$ - функція втрат, де p представляє ймовірність виявлення або оцінювання сигналу U .

Підстановка даних функцій у вираз для функції середніх втрат призводить до виразів, які описують **якість БЕС**:

1. **Середню вартість втрат**:

$$L_1 = R(\sigma, \delta) = \int_{\Omega} \sigma(U) \left\{ \int_{\Gamma} \int_{\Delta} F(V|U) \delta(\gamma|V) \tilde{N}(U, \gamma) d\gamma dV \right\} dU \quad (1.3)$$

2. **Середні втрати інформації**:

$$L_2 = H(\sigma, \delta) = - \int_{\Omega} \sigma(U) \left\{ \int_{\Gamma} \int_{\Delta} F(V | U) \delta(\gamma | V) \log p(U | \gamma) d\gamma dV \right\} dU \quad (1.4)$$

де $\sigma(U)$ - щільність ймовірності вектора переданих сигналів U ; $\delta(\gamma | V)$ - правило вибору рішень.

Розгляд проблеми оптимізації БЕС можна виконати в загальному вигляді. При цьому, в системі можуть прийматися рішення: або у вигляді «так-ні» (типові для завдань виявлення сигналів) або у вигляді вимірювань (характерні для оцінювання сигналів).

У зв'язку з тим, що середовище розповсюдження найчастіше некероване, то для досягнення оптимуму залишається можливість підбору оператора перетворення приймача $T_R^{(N)}$, передавача $T_T^{(N)}$, або того і другого разом:

$$opt(V) = \underset{T_R, T_T}{opt} [T_R^{(N)} \cdot T_M^{(N)} \cdot T_T^{(N)} \cdot U] \quad (1.5)$$

Для вирішення проблеми оптимізації треба вибрати критерій оптимізації та правило вибору рішення.

1. Одним з найбільш поширених критеріїв є **метод мінімізації середнього ризику або вартості** $L_1 = R(\sigma, \delta)$. Величина, отримана з умови

$$\min R(\sigma, \delta) = R^*(\sigma, \delta^*) \quad (1.6)$$

називається **мінімальним або байесовим ризиком**, де δ^* - оптимальне правило вибору рішення.

2. Другий поширений критерій - **метод мінімізації середніх втрат інформації** $L_2 = H(\sigma, \delta)$. Величина, отримана з умови

$$\min H(\sigma, \delta) = H^*(\sigma, \delta_H^*) \quad (1.7)$$

називається **мінімальною втратою інформації**, где δ_H^* - оптимальне правило вибору рішення. Шляхом відповідного вибору операцій: $T_{Ropt} = \delta^*$ або

$T_{Ropt} = \delta_H^*$ можна оптимальним чином вибрати правила рішення і побудувати оптимальну БЕС.

Тема №2

МЕТОДИЧНЕ, ТЕХНІЧНЕ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ БЕС ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ БІОПОТЕНЦІАЛІВ. ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ

2.1. Виникнення та дослідження біопотенціалів

В залежності від органів, біоелектрична активність яких вивчається, розрізняють наступні основні методи електрофізіологічних досліджень:

- *електрокардіографію* – дослідження електричної активності серця;
- *електроенцефалографію* – дослідження електричної активності головного мозку;
- *електроміографію* – дослідження електричної активності м'язів;
- *електроокулографію* – дослідження зміни потенціалів, обумовлених рухом яблука ока;
- *електрогастрографію* – аналіз електричних сигналів, викликаних діяльністю шлунка та кишечника;
- вивчення електричної активності груп клітин та окремих клітин живих тканин.

Амплітуда та частотний діапазон біомедичних сигналів різного походження відрізняються (рис. 2.1), тому повинні відрізнятися вимоги до БЕС для реєстрації та обробки біопотенціалів.

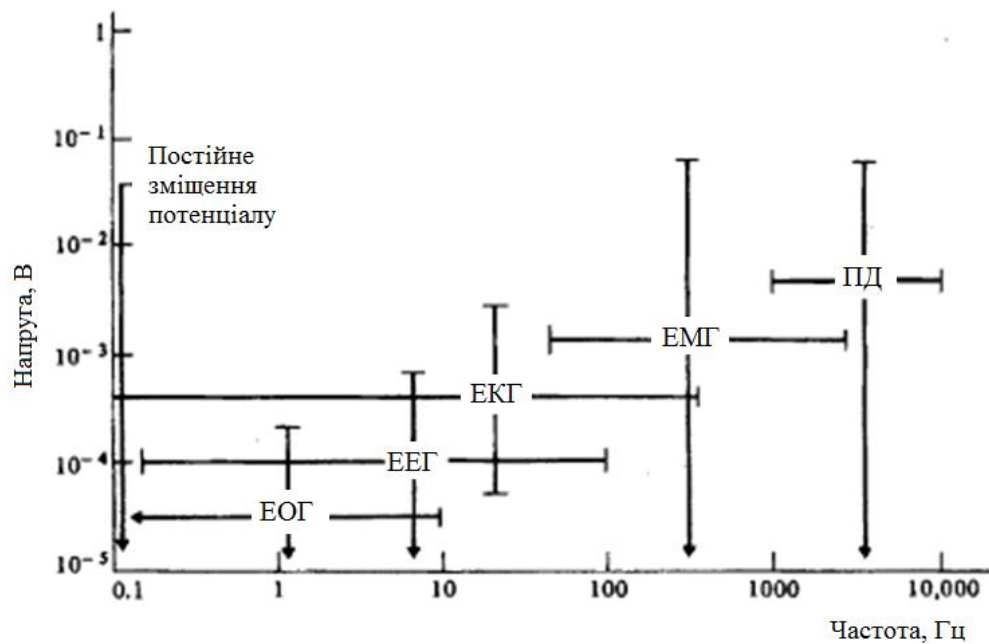


Рис. 2.1. Амплітудні та частотні діапазони біомедичних сигналів: ЕОГ — електроокулограма, ЕЕГ — електроенцефалограма, ЕКГ — електрокардіограма, ЕМГ — електроміограма, ПД — потенціал дії

Механізм виникнення біопотенціалів пояснюється відмінністю хімічного складу цитоплазми клітин і рідини міжклітинного простору (наприклад, різниця іонних концентрацій Na, K, Cl всередині і поза клітиною). Вибіркова проникність мембрани для різних іонів і наявність градієнтів концентрації — причина виникнення мембранних потенціалів.

Вибіркова проникність мембрани забезпечує виникнення різниці потенціалів (потенціал спокою), яка перешкоджає повному вирівнюванню концентрації іонів між клітиною і середовищем. Потенціал спокою характеризує збудливість живих тканин, тобто їх здатність змінювати властивості і стан під дією подразника. Ознакою збудження тканини є виникнення потенціалу дії внаслідок зміни іонної проникності клітинної мембрани.

Характерною особливістю потенціалу дії є його здатність поширюватися вздовж клітинної мембрани з області локального збудження, внаслідок чого відбувається поширення збудження по тканинах. Мембранні потенціали, збудливість клітинних структур і тканин можуть змінюватися під впливом змін

фізичних і біохімічних факторів. Тому значення біопотенціалів є дуже тонким індикатором стану клітин і клітинних структур, тканин, органів.

Складність і різноманіття біоелектричних сигналів (рис.2.1), завдань дослідження та методів реєстрації, залежність параметрів сигналів від зовнішніх умов ускладнюють діагностику. Тому при вивченні біоелектричних процесів в організмі необхідно контролювати спосіб відведення біопотенціалів, підбираючи згідно розв'язуваної задачі систему відведень і тип електродів, а також способи обробки зареєстрованих сигналів з метою найбільш повного отримання з них діагностично важливої фізіологічної інформації (рис. 2.2).

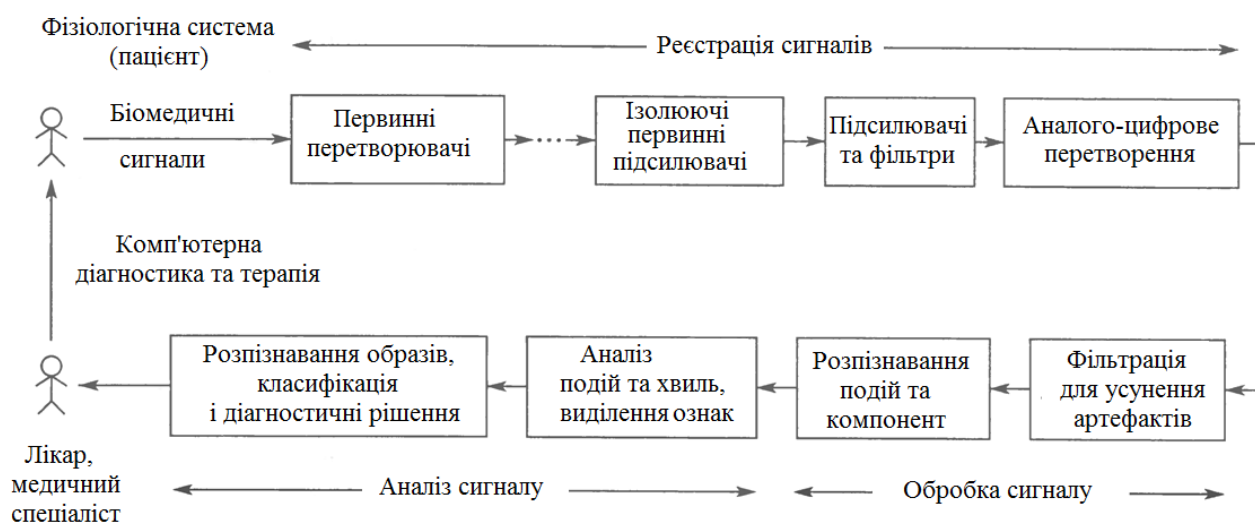


Рис. 2.2. Етапи реєстрації та дослідження біомедичних сигналів

2.2. Електроди для реєстрації біомедичних сигналів

Складність реєстрації біоелектричних сигналів визначається малими амплітудами корисного сигналу, великим рівнем перешкод, частотний діапазон яких іноді перекриває частотний діапазон досліджуваних сигналів. Для біомедичних досліджень від характеристик електродів залежить достовірність отриманої інформації.

Біоелектричний електрод – пристрій, що має поверхню, яка безпосередньо або за допомогою контактної речовини контактує з біооб'єктами і забезпечує реєстрацію біопотенціалів, а також вихідні елементи. За

допомогою електродів відбувається перетворення іонних потенціалів в електронні.

Між тканиною і електродом розміщений тонкий шар електроліту, що виникає природно (слизові оболонки, виділення потових залоз) або вноситься при накладанні електрода (струмопровідні пасти, фізіологічний розчин). Електричні властивості контакту електрод-біооб'єкт визначаються поляризаційними властивостями поверхонь розділу з різними типами провідності: перехід тканини тіла - електроліт і перехід електроліт - електрод. Поляризація електродів може сильно спотворювати форму зареєстрованого сигналу, тому вона вкрай небажана.

Як матеріали для виготовлення металевих електродів застосовується срібло, золото, платина, паладій та сплави (платино-іридієвий, срібно-нікелевий, нержавіюча сталь).

Забезпечення надійного електричного контакту шкірних електродів з біооб'єктами досягається використанням електродної контактної речовини з низьким електричним опором. В залежності від задач існують різні види електродів для відведення біопотенціалів: поверхневі нашкірні електроди, внутрішньотканинні електроди, електродні матриці, стимулюючі електроди.

1) **Поверхневі нашкірні електроди** – електроди для вимірювання біопотенціалів на поверхні тіла пацієнта (виготовляються з металу, наприклад, сплаву срібла і нікелю). Кріпляться за допомогою прищіпок, присосок або смужкою лейкопластиру при тривалому моніторингу (рис. 2.3).

Надійне електричне з'єднання електрода з біооб'єктами здійснюється в конструкції «плаваючого» електрода. Електрод закріплюється на шкірі за допомогою склеювальних поверхонь, контактна речовина вводиться в порожнину електрода крізь верхній отвір. Оскільки електричний контакт між металевим електродом і шкірою здійснюється крізь рідку фазу, випадкові відносні зміщення електрода і шкіри не призводять до появи артефактів руху.

Гнучкі електроди виконуються з міцної і тонкої металізованої полімерної плівки, металевої фольги або сітки. Їх застосування зменшує артефакти руху, а

наявність еластичної основи з полімерного матеріалу дозволяє використовувати такі електроди при складному рельєфі поверхні.

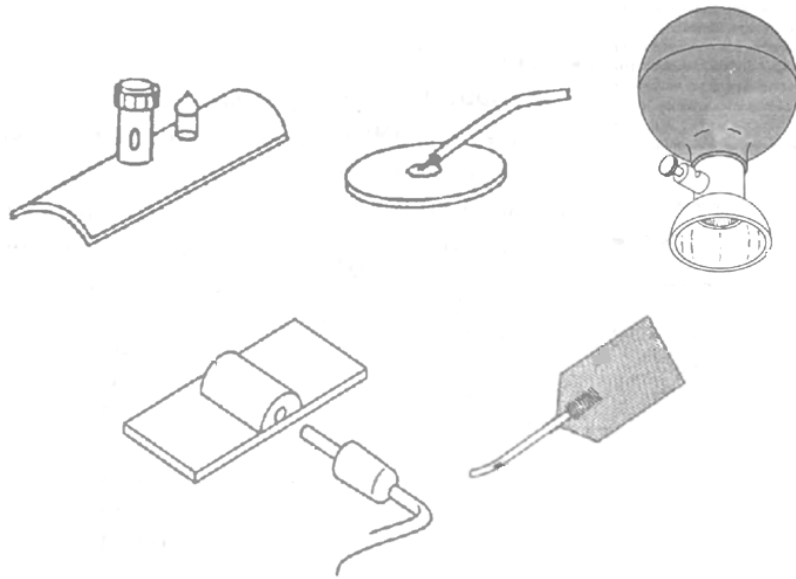


Рис. 2.3. Приклади поверхневих нашкірних електродів

2) **Внутрішньотканинні електроди** – електроди для вимірювання біопотенціалів всередині організму. Існують підшкірні або внутрішні електроди, які приєднуються до імплантованої електронної схеми.

Внутрішньотканинні електроди підрозділяються на голчасті, стрижневі (що мають форму стрижня з тупим кінцем), спіральні (у вигляді спіралі, що вводяться в тканини шляхом вкручування електроду), дротяні (у вигляді тонкого ізолюваного або неізолюваного прямого або свитого в спіраль дроту). Найбільш поширеними внутрішньотканинними електродами є голчасті (рис.2.4, 2.5).

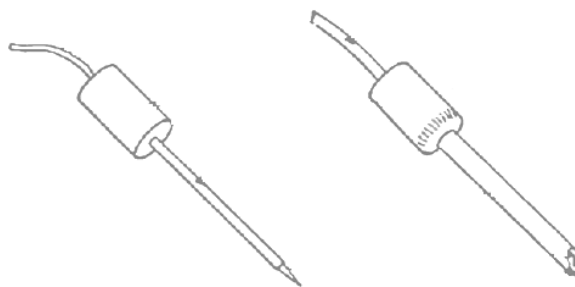


Рис. 2.4. Голчасті внутрішньотканинні електроди

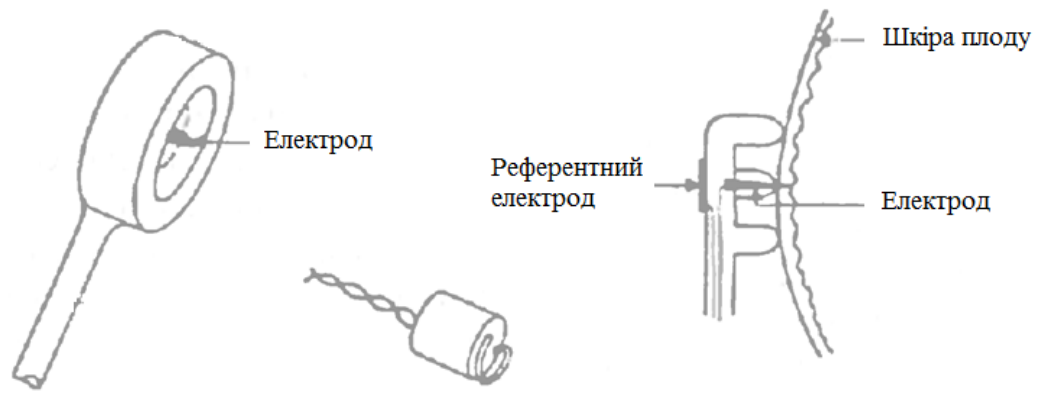


Рис. 2.5. Електроди для реєстрації ЕКГ плоду під час пологів за допомогою внутрішньошкірних голок

3) **Електродні матриці** (наприклад, матриця електродів для картування електричних потенціалів на поверхні серця). Імплантована електродна матриця виготовляється методами мікро- або нано-технологій (рис. 2.6).

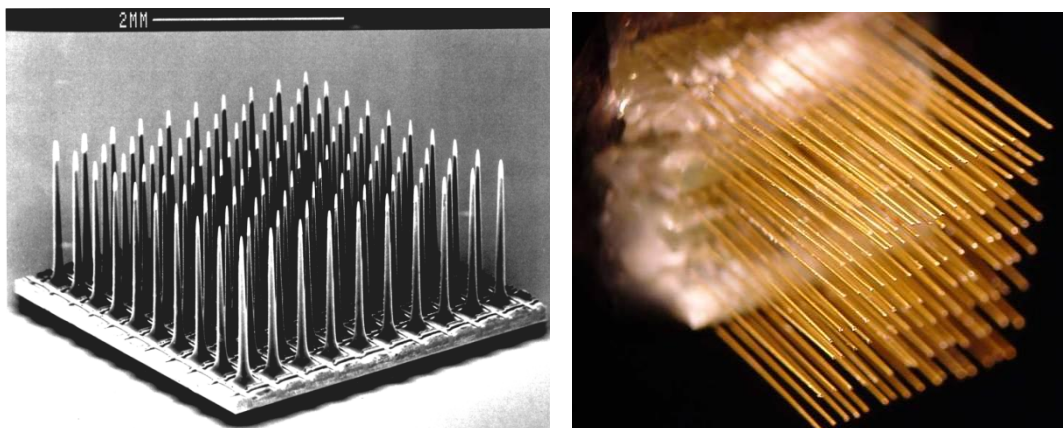


Рис. 2.6. Електродні матриці

4) Мікроелектроди, що використовуються при електрофізіологічних дослідженнях для виміру різниці потенціалів **на клітинній мембрані** (діаметр 0,05-10 мкм).

5) **Стимулюючі електроди**, які призначені для електричної стимуляції тканин (через межу розділу електрод-електроліт може протікати струм).

2.3. Перешкоди і спотворення, що виникають під час реєстрації біомедичних сигналів

Основні види перешкод при електрофізіологічних дослідженнях:

▪ *Артефакти або випадкові перешкоди, викликані процесами в досліджуваному об'єкті:*

- біоелектрична активність органів, які не мають безпосереднього відношення до роботи досліджуваних органів і тканин (перешкода в ЕКГ - сигналах, пов'язана з активністю скелетних та інших груп м'язів, яка є корисним сигналом під час міографічних досліджень);

- шкірно-гальванічні реакції (біоелектрична активність на поверхні шкіри, обумовлена діяльністю потових залоз);

▪ *Зовнішні низькочастотні і високочастотні магнітні поля пронизують контур, що утворюється проводами, які з'єднують електроди з вхідним ланцюгом підсилювача (мережева перешкода, електромагнітні поля, що супроводжують роботу високочастотних фізіотерапевтичних та хірургічних апаратів) (рис. 2.6, 2.7, 2.8).*

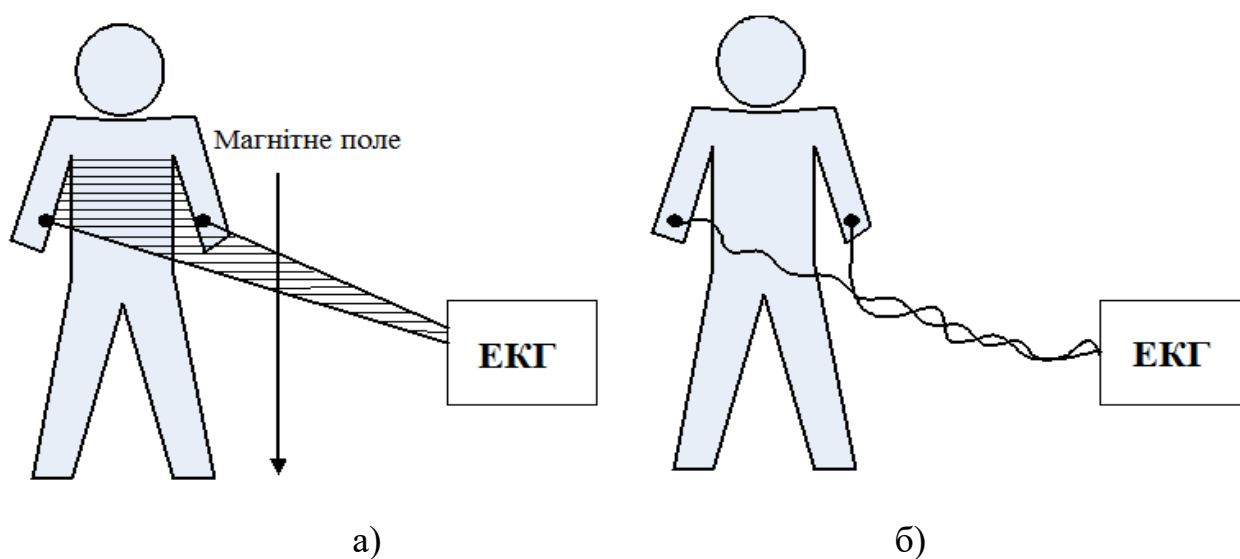


Рис. 2.6. Механізм виникнення електромагнітної наводки: а) дроти і відведення утворюють заштрихований контур, до якого підключений пацієнт. б) наводку можна зменшити, скрутивши дроти, щоб контур охоплював меншу площу

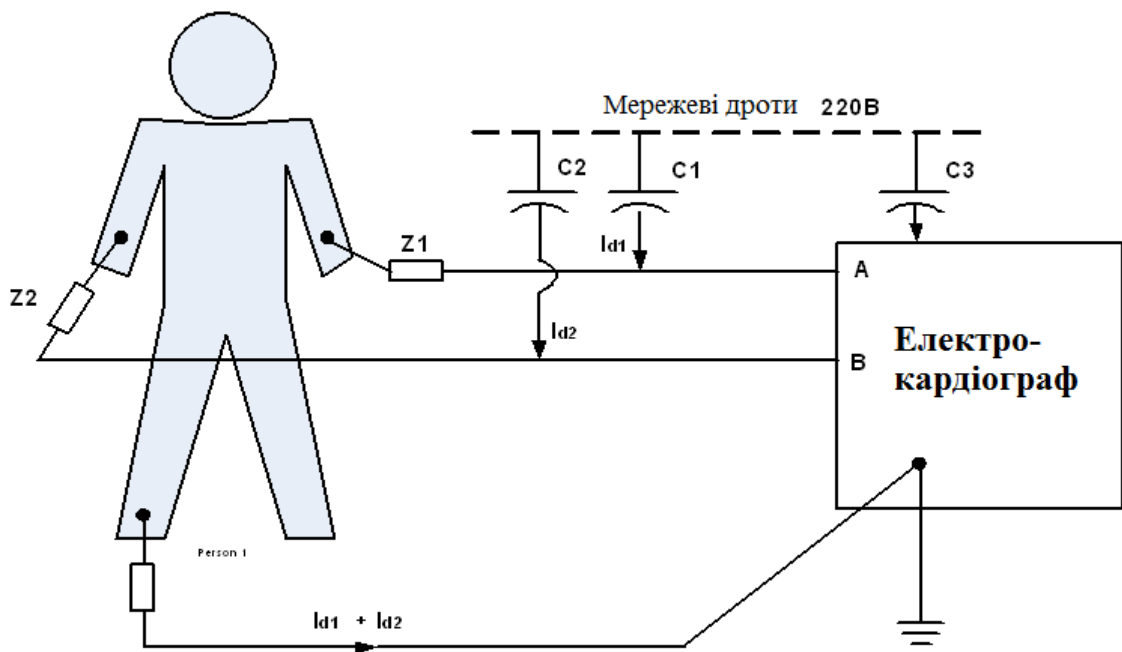


Рис. 2.7. Механізм виникнення електростатичної наводки. Струми у дротах мережі крізь паразитні ємності створюють падіння напруги на опорах електрод-шкіра. Наводку можна зменшити, використовуючи екрановані дроти

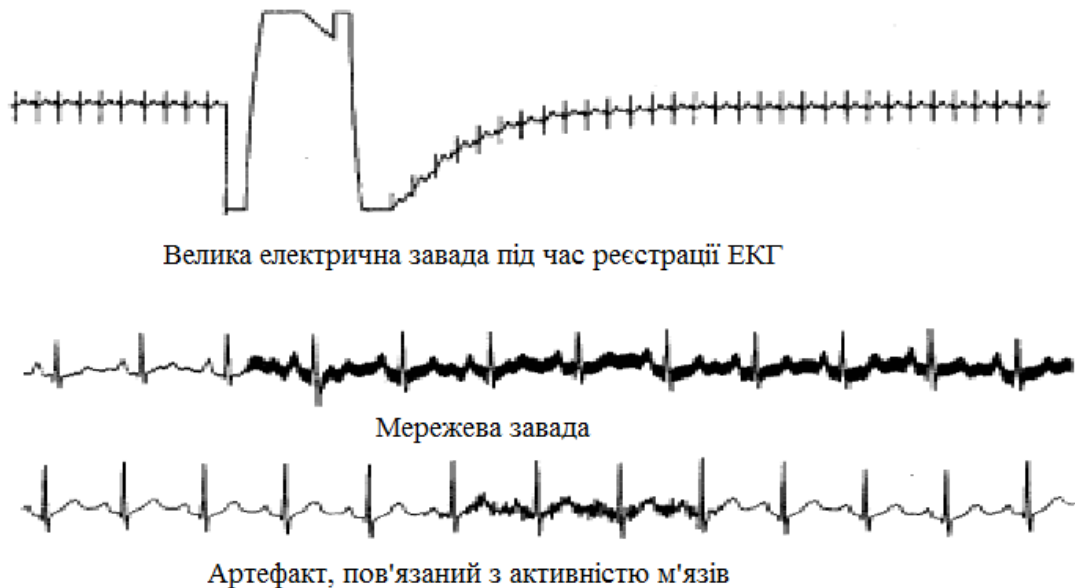


Рис. 2.8. Вплив завад під час реєстрації ЕКГ

- Шуми, пов'язані з *поляризаційними ефектами* на електродах.
- Перешкоди, пов'язані зі *змінами опору електрод-шкіра*, викликаними зовнішніми подразниками, висиханням струмопровідних паст або

фізіологічного розчину (такі перешкоди носять інфранизькочастотний характер і проявляються при тривалих дослідженнях).

- *Власні шуми активних і пасивних елементів входних ланцюгів і підсилювачів біопотенціалів.*

- *Шуми руху*, що виникають при взаємному переміщенні поверхневих електродів і шкіри або органу, на який вони накладаються (часткове зниження цих шумів досягається застосуванням електродних паст і фіксацією електродів).

- *Електрохімічні шуми* (шорсткість поверхні і зернистість структури металевих електродів обумовлюють інтенсифікацію локальних електрохімічних процесів, що протікають на вершинах мікрорельєфу і гранях кристалів).

2.4. Підсилювачі біопотенціалів

Підсилювачі для роботи з електричними сигналами біологічного походження називаються підсилювачами біопотенціалів. Головне завдання підсилювачів біопотенціалів — підсилення слабких біологічних сигналів до рівня, необхідного для подальшої обробки. При цьому, підсилювач повинен збільшити амплітуду сигналу, в точності зберігаючи його форму.

Основні вимоги до підсилювачів біопотенціалів:

- Підсилювачі повинні мати високий вхідний опір.
- Вхідні кола підсилювача повинні забезпечити захист пацієнта.
- Завдання виходу підсилювача - забезпечення на навантаженні максимальної точності в робочому діапазоні.
- Частотний діапазон підсилювача повинен відповідати спектру досліджуваного сигналу.
- Підсилювачі повинні мати велике посилення (>1000).
- Підсилювачі повинні мати великий коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу.
- У підсилювачах повинно бути передбачено калібрування.

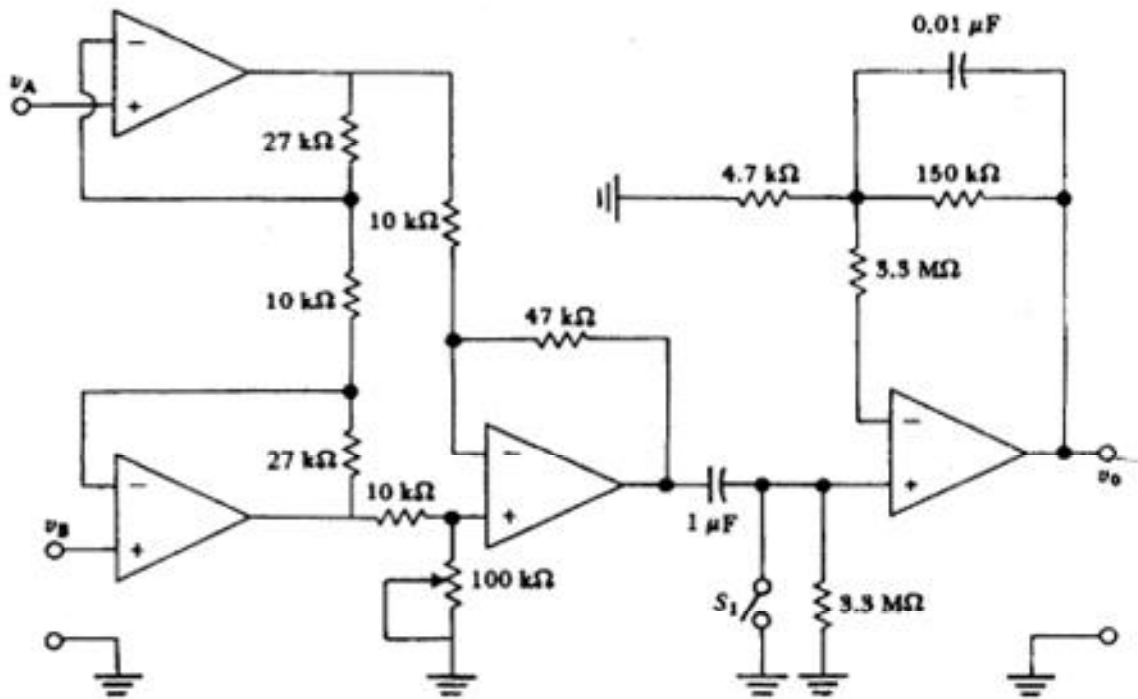


Рис. 2.9. Підсилювач ЕКГ

2.5. Електрокардіографія

2.5.1. Електрична активність серця

Функцією серця є ритмічне нагнітання крові, що притікає з вен, в артерії. Ця функція виконується завдяки ритмічному скороченню і розслабленню м'язових волокон серця. Скорочення міокарда називають систолою, а стан розслаблення – діастолою. Систола і діастола передсердь та шлуночків становлять цикл роботи серця.

Взаємозв'язок і послідовність скорочень передсердь та шлуночків залежать від біоелектричних процесів виникнення та поширення збудження в серці. Процес збудження, що викликає скорочення серця, виникає в області устя верхньої порожнистої вени. Тут розташований синоатріальний вузол (рис. 2.10). В області синоатріального вузла розташовані пейсмекерні клітини, що здатні до самозбудження. Це означає, що після відновлення потенціалу спокою їх мембранний потенціал не залишається на постійному рівні потенціалу спокою, а починає зростати й продовжує збільшуватися доти, доки

не буде досягнутий поріг збудження, що приводить до генерації потенціалу дії. В результаті цього в синоатріальному вузлі виникає регулярна послідовність імпульсів збудження. В свою чергу імпульси потенціалу дії синоатріального вузла породжують відповідну регулярну послідовність скорочень серця. Тому синоатріальний вузол називають водієм ритму серця, тобто тим осередком, у якому виникає збудження, що викликає серцеві скорочення.

Потенціали дії, що виникають у пейсмейкерних клітинах, збуджують сусідні клітини, які передають збудження на інші прилеглі клітини, так що в передсердях розвивається процес поширення збудження від одних клітин до інших. Збудження поширюється переважно вздовж пучків спеціалізованих волокон.

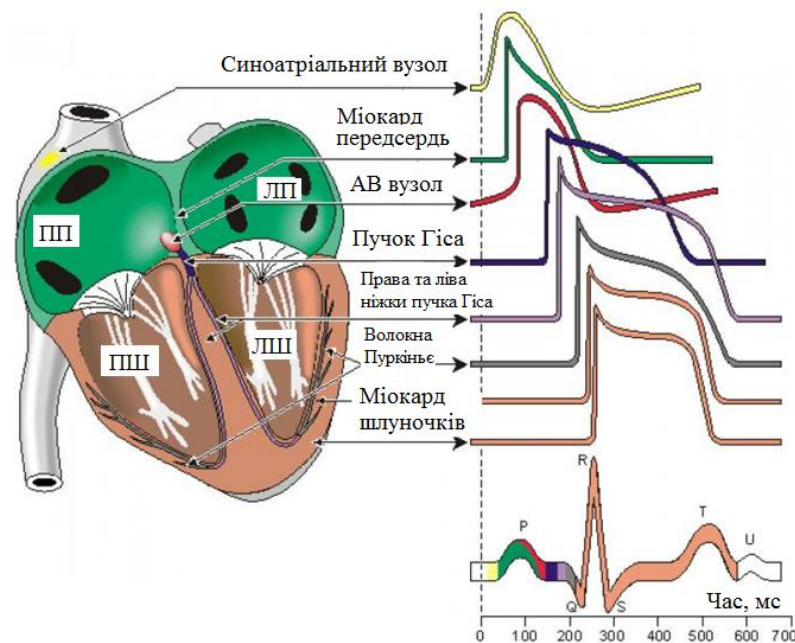


Рис. 2.10. Провідна система серця та імпульси потенціалу дії різних клітин міокарда

Після досягнення атріовентрикулярного вузла імпульс збудження, що поширюється вздовж спеціалізованих клітин, передається на м'яз шлуночків серця. Атріовентрикулярний вузол розташований у правому передсерді, в області міжсерцевої перегородки, поблизу сполучного кільця, що відокремлює праве передсердя від шлуночка. Оскільки передсердя відділені від шлуночків фіброзною тканиною, яка не проводить збудження, імпульс збудження може

перейти на шлуночки тільки завдяки атріовентрикулярній провідниковій системі. Її роль виконує пучок Гіса, що представляє собою м'язовий місток, який проводить збудження від передсердь до шлуночків. Початкова частина цього пучка (загальна ніжка пучка Гіса) бере початок в атріовентрикулярному вузлі, входить у шлуночок по міжшлуночкової перегородці й ділиться на дві ланки (праву й ліву ніжки пучка Гіса), одна з яких іде до правого, а інша – до лівого шлуночка серця. Спеціалізована провідна тканина, з якої утворена ця система, проводить збудження дуже повільно, тому між періодами збудження передсердь і шлуночків є певна затримка. У шлуночках розгалуження провідної системи представлені широко розповсюдженою, розташованою під ендокардом (внутрішньою поверхнею стінки серця) мережею волокон Пуркінє, звідки подальше поширення збудження відбувається в масі скорочувального міокарда завдяки передачі імпульсів збудження від кожної клітини до сусідніх клітин, що прилягають до неї. На цьому останньому етапі збудження шлуночків хвиля збудження поширюється в основному в напрямку від ендокарда до епікарда (зовнішньої поверхні стінки серця) і від верхівки до основи серця.

2.5.2. Поняття про вектор (диполь) серця і вектор відведення

Внаслідок того, що в кожен момент часу періоду деполяризації і реполяризації серця потенціал в будь-якій точці тіла визначається сукупністю елементарних диполів, в грубому наближенні потенціал в цілому може бути описаний векторною сумою дипольних моментів окремих його частин. При цьому повністю нехтується розміщення реальних джерел в просторі, так як всі дипольні елементи джерела вважаються розташованими в одній і тій же точці. В результаті джерело зводиться до одного диполя, який називається диполем серця або вектором серця (рис. 2.11). Хоча таке наближення здається досить грубим, воно часто застосовується на практиці і дає цілком задовільні результати при моделюванні електрокардіографічних процесів.

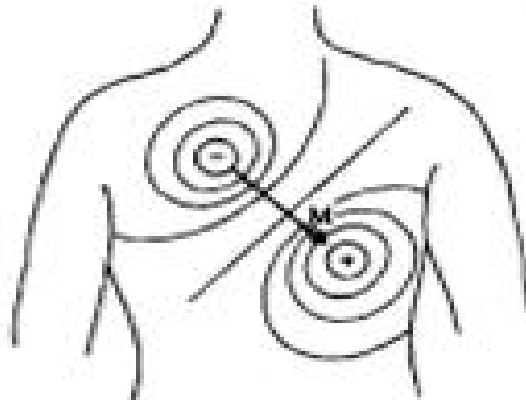


Рис. 2.11. Серцевий диполь, що складається з рівних по модулю (+) і (-) зарядів, розділених відстанню. Протягом серцевого циклу змінюється напрямок і величина векторного дипольного моменту M . Навколо M — еквіпотенціальні лінії серцевого диполя на піку R зубця

Враховуючи той фактор, що формування і зміна вихідних елементарних дипольних моментів мають відносно неперервний, плавний характер, можна припустити, що вектор серця буде змінюватися (по модулю і напрямку) досить плавно. Уявлення про серце як про електричний генератор з дипольною структурою є основоположним у клінічних методах інтерпретації електрокардіограми. Так, векторкардіографія повністю базується на оцінці зміни кривої, що описується кінцем вектора серця протягом серцевого циклу. Ця просторова крива називається векторною петлею. Вона має досить гладку форму. Векторкардіографічні прилади викреслюють векторну петлю в проекціях на координатні площини заданої системи координат. В будь-який момент часу протягом процесу деполяризації або реполяризації в серці можуть існувати одна або більше незамкнених ізохронних поверхонь збудження, і кожна така поверхня може розглядатися (принаймні наближено) як джерело у формі рівномірного дипольного шару. Елементарні диполі, що орієнтовані по нормалі до поверхні збудження, займають відносно вузьку область простору, яка відповідає товщині фронту збудження. Елементарні дипольні джерела, які розподілені таким чином в м'язі серця, можна охарактеризувати векторною щільністю дипольного моменту:

$$\vec{J} = \frac{d\vec{P}}{dV}.$$

Тоді вектор серця \vec{H} пов'язаний з величиною \vec{J} наступним простим співвідношенням:

$$\vec{H} = \int \vec{J} dV.$$

"Дипольна гіпотеза" зводиться до припущення про те, що величина $\vec{H}(t)$ дає досить точний опис сумарної активності джерел струму серця. Обґрунтованість апроксимації залежить від відношення протяжності області джерел до точки спостереження поля. Така апроксимація, очевидно, ігнорує вплив просторового розподілу реальних джерел і повинна бути недостатньо точною, проте, з її допомогою вдається отримати дуже хороші практичні результати.

Напруга між двома електродами, розташованими на поверхні тіла – напруга відведення – залежить від розташування електродів, вектора серця і характеристик грудної клітки як неоднорідного об'ємного провідника. Внаслідок того, що дана електродинамічна система, незважаючи на її складність, є лінійною, можна розділити зазначені фактори на компоненти вектора серця і всі інші фактори. Остання група включає чинники, що характеризують вплив геометричних параметрів системи та електричної неоднорідності її структури.

Якщо задати деяке конкретне розташування диполя серця (зазвичай його розміщують в геометричному центрі серця), а також розташування електродів відведення, можна розглядати вектор серця, наприклад, як дипольний момент, що орієнтований по осі X і має одиничну абсолютну величину дипольного моменту. При цьому відведення буде вимірювати величину U_x . Аналогічний одиничний диполь, орієнтований по осі Y , створює напругу U_y , а одиничний диполь, орієнтований по осі Z – напругу U_z . Враховуючи лінійність даної системи і принцип суперпозиції, знайдемо, що для вектора

$$\vec{H} = H_x \vec{e}_x + H_y \vec{e}_y + H_z \vec{e}_z$$

напруга відведення виражається як

$$U = H_x U_x + H_y U_y + H_z U_z.$$

Останній вираз можна трактувати як скалярний добуток вектора серця \vec{H} і вектора \vec{U} з компонентами U_x, U_y, U_z

$$U = \vec{H} \cdot \vec{U}.$$

Отриманий вираз показує залежність напруги відведення як від вектора серця, так і від іншого вектора, що відображає вплив геометричної структури та електричної неоднорідності середовища. Цей останній вектор називають вектором відведення.

2.5.3. Електрокардіографічні відведення

Електрокардіографія — метод графічної реєстрації змін різниці потенціалів серця, що виникають протягом процесів збудження міокарда. Різниця потенціалів, що виникає на поверхні тіла при збудженні серця, реєструється за допомогою системи електродів, закріплених на різних ділянках тіла. Перша реєстрація електрокардіосигналу була виконана В. Ейнтховеном у 1912 р. Після цього методика реєстрації ЕКГ інтенсивно вдосконалювалася.

Сучасні електрокардіографи дозволяють здійснити як одноканальний, так і багатоканальний запис ЕКГ. В останньому випадку синхронно реєструються кілька різних електрокардіографічних відведень, що значно скорочує період дослідження і дає можливість отримати більш точну інформацію про електричне поле серця. В клінічній практиці найбільш широко використовують 12 стандартних відведень ЕКГ, запис яких є обов'язковим при кожному електрокардіографічному обстеженні хворого: 3 стандартні відведення, 3 посилені однополюсні відведення від кінцівок, а також 6 грудних відведень.

Три стандартних відведення утворюють рівносторонній трикутник (трикутник Ейнтховена), вершинами якого є права і ліва рука, а також ліва нога

з встановленими на них електродами (рис. 2.12, 2.13). Гіпотетична лінія, що з'єднує два електроди, які беруть участь в утворенні електрокардіографічного відведення, називається віссю відведення. Осями стандартних відведень є сторони трикутника Ейнтховена.

Стандартні відведення (трикутник Ейнтховена); проекція інтегрального вектора \vec{H} на вісь відведення утворюється при опусканні на неї перпендикулярів з нульової точки диполя (0) і з кінця \vec{H} . Проекція нульової точки розділяє кожну з осей відведення на позитивний і негативний компоненти; ПР — права рука, ЛР — ліва рука, ЛН — ліва нога, V_I , V_{II} , V_{III} — проекції \vec{H} на осі відведення ПР-ЛР, ПР-ЛН і ЛР-ЛН (I, II і III відведення). Кут α між \vec{H} і віссю I відведення визначає напрямок електричної осі серця.

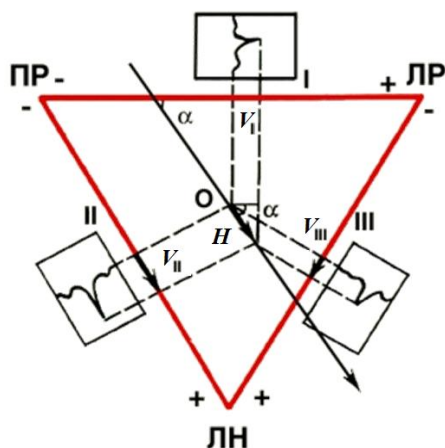


Рис. 2.12. Трикутник Ейнтховена

Вектори відведення представляються сторонами рівностороннього трикутника. Амплітуди сигналів відведень для вектора серця \vec{H} визначаються його проекціями на сторони трикутника:

$$V_I = H \cos \alpha,$$

$$V_{II} = H \cos(120^\circ - \alpha) = \left(\frac{H}{2}\right) \cos \alpha - \left(\frac{\sqrt{3}}{2}\right) H \sin \alpha,$$

$$V_{III} = H \cos(60^\circ - \alpha) = \left(-\frac{H}{2}\right) \cos \alpha - \left(\frac{\sqrt{3}}{2}\right) H \sin \alpha,$$

стандартные обозначения отведений

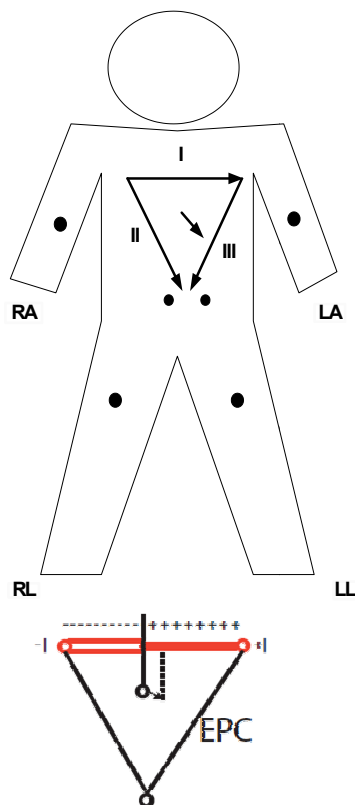
де α – кут, утворений вектором серця \vec{H} і горизонтальною віссю.

відведення I направлено под

відведення II направлено под

відведення III направлено под

показан кардиовектор



$$I = LA - RA$$

$$II = LL - RA$$

$$III = LL - LA$$

$$I - II + III = 0$$

(I закон Кірхгофа
для відведень Ейнтховена)

Рис. 2.13. Формування стандартних відведень від кінцівок

Перпендикуляри, проведені з геометричного центра серця до осі кожного стандартного відведення, ділять кожную вісь на дві рівні частини. Позитивна частина звернена у бік позитивного (активного) електрода відведення, а негативна — до негативного електрода. Якщо електрорушійна сила (ЕРС) серця в якийсь момент серцевого циклу проектується на позитивну частину осі відведення, на ЕКГ записується позитивне відхилення, а якщо на негативну — на ЕКГ реєструються негативні відхилення. Для запису цих відведень електроди встановлюють на правій і лівій руках, а також лівій нозі. Ці електроди попарно підключаються до електрокардіографа для реєстрації кожного з трьох стандартних відведень. Стандартні відведення від кінцівок реєструють попарно, підключаючи електроди: I відведення — ліва (+) і права (–) рука; II відведення — ліва нога (+) і права рука (–); III відведення — ліва нога (+) і ліва рука (–). Четвертий електрод встановлюється на правій нозі для підключення заземлюючого проводу. Знаками «+» і «–» на рис.2.14

позначене відповідне підключення електродів до позитивного або негативного полюса кожного відведення.

Посилені відведення від кінцівок були запропоновані Гольдбергером у 1942 р. Вони реєструють різницю потенціалів між однією з кінцівок, на якій встановлений активний позитивний електрод цього відведення (права рука, ліва рука або нога) і середнім потенціалом двох інших кінцівок. Як негативний електрод у цих відведеннях використовують так званий об'єднаний електрод Гольдбергера, що утворюється при з'єднанні двох кінцівок через додатковий опір. Таким чином, aVR — це посилене відведення від правої руки; aVL — посилене відведення від лівої руки; aVF — посилене відведення від лівої ноги (рис. 2.14). Позначення посилених відведень від кінцівок походить від перших букв англійських слів: «a» — augmented (посилений); «V» — voltage (потенціал); «R» — right (правий); «L» — left (лівий); «F» — foot (нога).

Грудні однополюсні відведення, запропоновані Wilson у 1934 р., реєструють різницю потенціалів між активним позитивним електродом, встановленим у певних точках на поверхні грудної клітки і негативним об'єднаним електродом Вільсона. Цей електрод утворюється при з'єднанні через додаткові опори трьох кінцівок (правої і лівої руки, а також лівої ноги), об'єднаний потенціал яких близький до нуля (близько 0,2 мВ).

Для запису ЕКГ використовують 6 загальноприйнятих позицій активного електрода на передній і боковій поверхні грудної клітки, які в поєднанні з об'єднаним електродом Вільсона утворюють 6 грудних відведень (рис. 2.15, 2.16): відведення V1 — у четвертому міжребер'ї по правому краю грудини; відведення V2 — у четвертому міжребер'ї по лівому краю грудини; відведення V3 — між позиціями V2 і V4, приблизно на рівні четвертого ребра по лівій парастернальній лінії; відведення V4 — у п'ятому міжребер'ї по лівій серединно-ключичній лінії; відведення V5 — на тім же рівні по горизонталі, що й V4, по лівій передній паховій лінії; відведення V6 — по лівій середній паховій лінії на тому ж рівні по горизонталі, що й електроди відведень V4 і V5.

Схемы формирования усиленных отведений dj 2

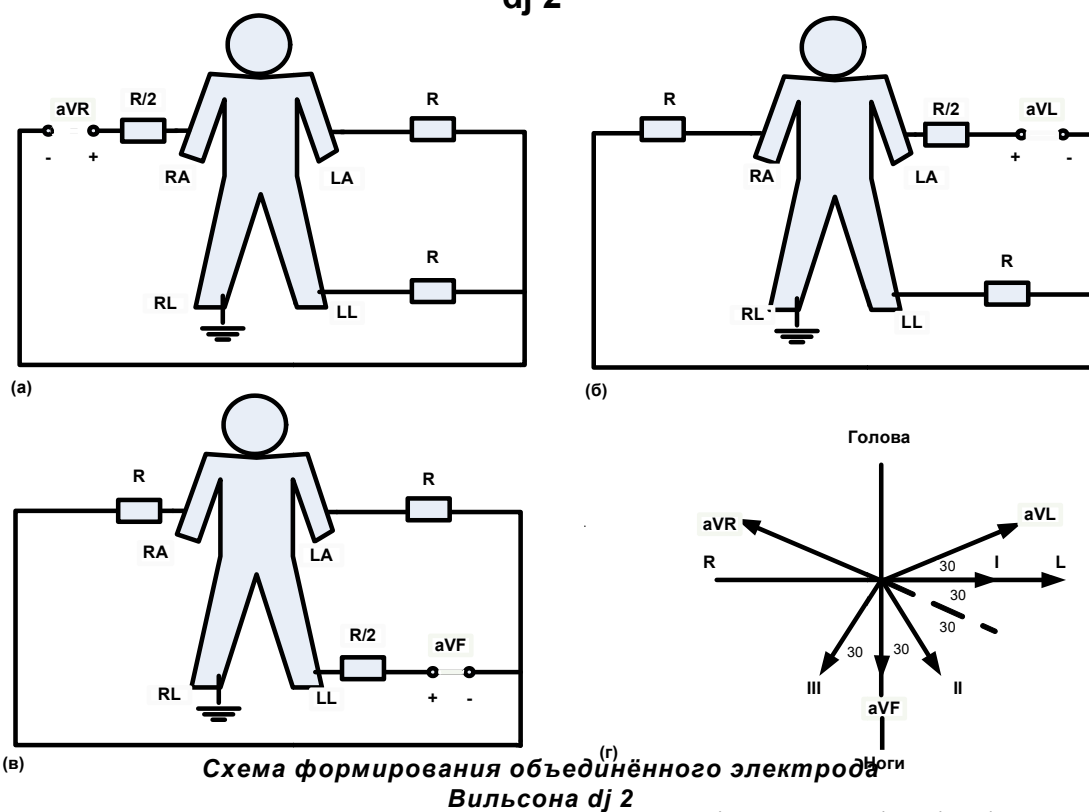


Рис. 2.14. Формування трьох посилених відведень від кінцівок

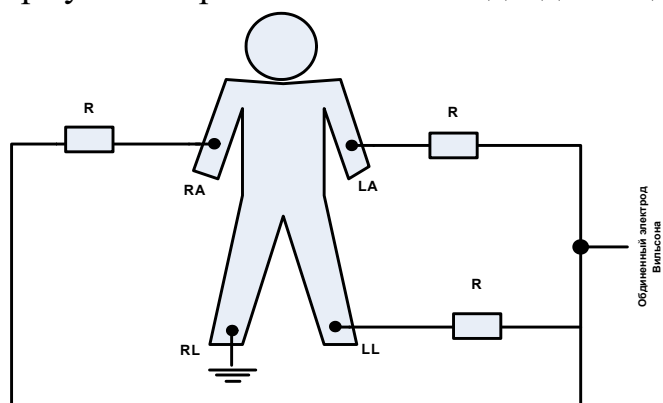


Рис. 2.15. Схема формування об'єднаного електрода Вільсона

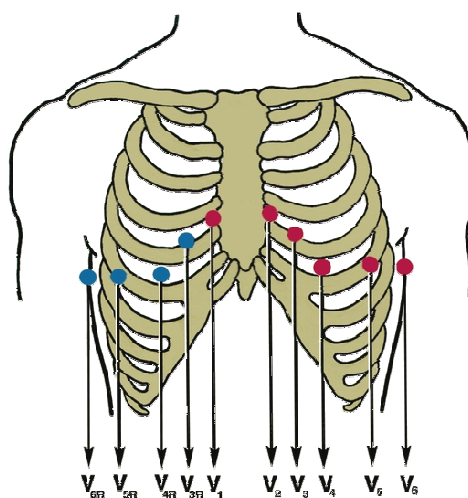


Рис. 2.16. Розташування грудних електродів

Таким чином, найбільш широке застосування отримали 12 електрокардіографічних відведень (3 стандартних, 3 посилених однополюсних відведення від кінцівок та 6 грудних). Електрокардіографічні відхилення у кожному з них відображають сумарну ЕРС усього серця, тобто є результатом одночасного впливу на це відведення змінюючого електричного потенціалу у лівих і правих відділах серця, у передній і задній стінці шлуночків, у верхівці та основі серця.

2.5.4. Техніка реєстрації ЕКГ

ЕКГ реєструють у спеціальному приміщенні, віддаленому від можливих джерел електричних перешкод. Запис ЕКГ проводиться зазвичай в положенні лежачи на спині, що дозволяє досягти максимального розслаблення м'язів.

На внутрішню поверхню гомілок і передпліч у нижній їхній третині накладають 4 пластинчастих електроди, а на груди встановлюють один або кілька (при багатоканальному запису) грудних електродів. Для поліпшення якості ЕКГ і зменшення кількості наведених струмів необхідно забезпечити гарний контакт електродів зі шкірою. Для цього необхідно: 1) попередньо знежирити шкіру спиртом у місцях накладання електродів; 2) при значній волосистості шкіри змочити місця накладення електродів мильним розчином; 3) використати електродну пасту або рясно змочувати шкіру в місцях накладання електродів 5–10% розчином хлориду натрію.

До кожного електрода, установленого на кінцівках або на поверхні грудної клітки, приєднують провід, що йде від електрокардіографа і маркований певними кольорами. Загальноприйнятими є такі маркування входних проводів: права рука — червоний колір; ліва рука — жовтий; ліва нога — зелений, права нога (заземлення пацієнта) — чорний; до електрода V1 підключають провід, що має червоне забарвлення; до електрода V2 — жовте, V3 — зелене, V4 — коричневе, V5 — чорне і V6 — синє або фіолетове.

2.5.5. Основні елементи стандартної ЕКГ

Типова зміна сигналу відведення в часі ілюструється на рис. 2.17. На електрокардіограмі в кожному серцевому циклі розрізняють зубці *P*, *Q*, *R*, *S* і *T*. Зубець *P* відображає процес деполяризації правого і лівого передсердь. У нормі у фронтальній площині середній результуючий вектор деполяризації передсердь розміщений майже паралельно осі II стандартного відведення і проектується на позитивні частини осей відведень II, aVF, I та III. Тому в цих відведеннях зазвичай реєструється позитивний зубець *P*, що має максимальну амплітуду в I та II відведеннях. Шлуночковий комплекс *QRST* відображає складний процес поширення (комплекс *QRS*) і згасання (сегмент *RS–T* і зубець *T*) збудження у міокарді шлуночків (рис. 2.18).

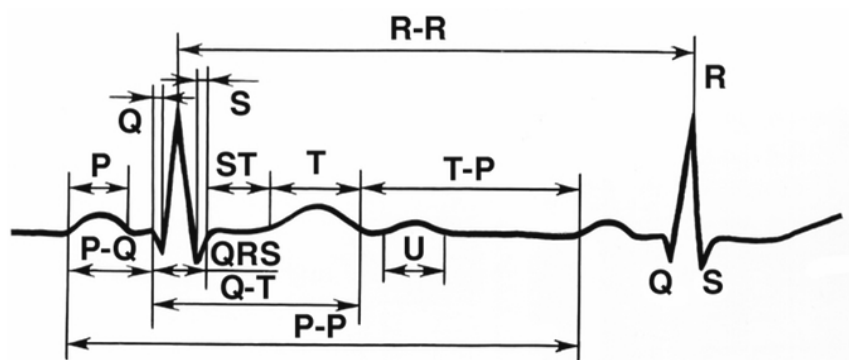


Рис. 2.17. Основні елементи стандартної ЕКГ

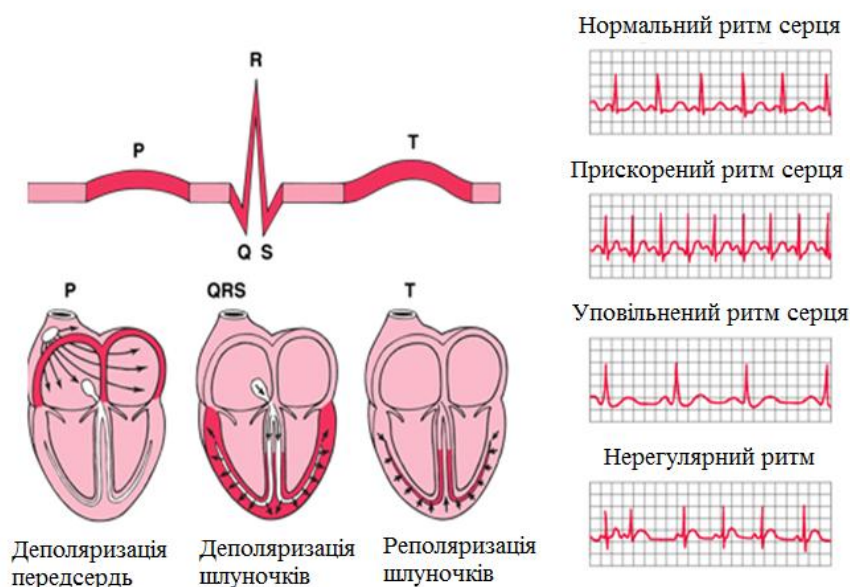


Рис. 2.18. Процеси деполяризації та реполяризації в серці, а також ритми серця

У більшості ЕКГ-відведень формування зубця Q зумовлене початковим моментним вектором деполяризації міжшлуночкової перегородки, що триває до 0,03 с. У нормі зубець Q може бути зареєстрований у всіх стандартних і посиленних однополюсних відведеннях від кінцівок і у грудних відведеннях $V_4 - V_6$. Амплітуда нормального зубця Q у всіх відведеннях, крім aVR , не перевищує $\frac{1}{4}$ висоти зубця R , а його тривалість — 0,03 с. У всіх відведеннях від кінцівок, за винятком aVR , формуються високі зубці R , причому при нормальному анатомічному положенні серця в грудній клітці зубець R у відведенні II має максимальну амплітуду. Зубець T відображає процес швидкої кінцевої реполяризації міокарда шлуночків. У нормі сумарний результуючий вектор шлуночкової реполяризації зазвичай має майже такий же напрямок, як і середній вектор деполяризації шлуночків. Тому в більшості відведень, де реєструється високий зубець R , зубець T має позитивне значення, проектується на позитивні частини осей електрокардіографічних відведень. Іноді на ЕКГ, особливо в правих грудних відведеннях, відразу після зубця T реєструється невеликий позитивний зубець U . Є припущення, що зубець U відповідає періоду короткочасного підвищення збудливості міокарда шлуночків. Амплітуда і співвідношення позитивних (R) і негативних зубців (Q і S) у різних відведеннях багато в чому залежать від поворотів електричної осі серця.

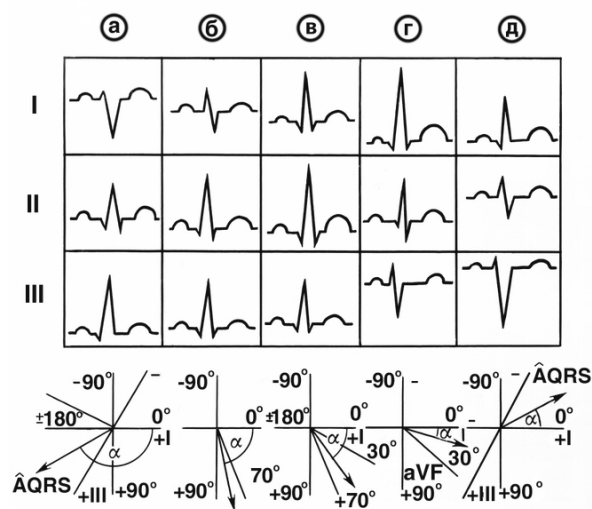


Рис. 2.19. Варіанти електрокардіограми у відведеннях I, II, III при різному розташуванні електричної осі серця: а - відхилення вправо; б - вертикальне розташування; в - нормальне розташування; г - горизонтальне розташування; д - відхилення вліво

Тема №3

МЕТОДИЧНЕ, ТЕХНІЧНЕ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ БЕС ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ БІОПОТЕНЦІАЛІВ. ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ

3.1. Електрокардіограф 12-канальний “ UCARD-200”

Призначення приладу. Електрокардіограф 12-ти канальний UCARD-200 (рис. 4.1) призначений для вимірювання, реєстрації, графічної візуалізації різниці потенціалів електричного поля серця в часі з можливістю передачі даних на центральну станцію для поглибленого аналізу. Прилад застосовується (як самостійно, так і у складі автоматизованих діагностичних систем) для діагностики серцевої діяльності пацієнтів всіх вікових груп (включаючи немовлят) у медичних центрах кардіологічного профілю, поліклініках, відділеннях терапевтичного та хірургічного профілів, у машинах швидкої допомоги.



Рис. 3.1. Електрокардіограф 12-ти канальний UCARD-200

Структурно-функціональна схема приладу. UCARD-200 складається з наступних функціональних блоків (рис. 3.2):

- аналогова плата ЕКГ;

- процесорна плата;
- інтерфейсна плата;
- рідиннокристальний індикатор (РКІ);
- клавіатура;
- термопринтер;
- блок живлення.

Електричний сигнал з електродів надходить на входи підсилювачів аналогової плати ЕКГ. Формується диференціальний сигнал відведень, що зазнає аналогової фільтрації, підсилюється для узгодження з вхідним діапазоном АЦП. Аналоговий мультиплексор призначений для реалізації послідовного опитування всіх каналів (відведень). Передача даних з АЦП і передача керуючих сигналів між аналоговою платою ЕКГ і процесорною платою здійснюється в цифровому вигляді інтерфейсом SPORT.

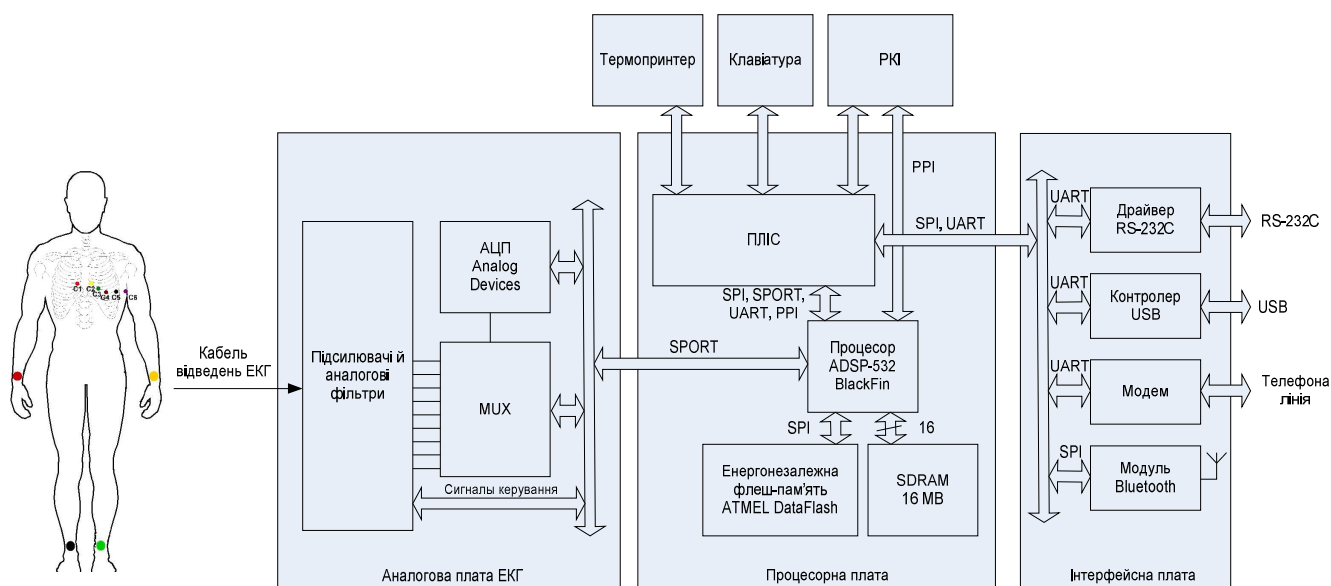


Рис. 3.2. Структурно-функціональна схема електрокардіографа UCARD-200

Процесор ЦОС виконує функції попередньої обробки сигналів ЕКГ, аналізу, формування попереднього висновку, а також системні функції (організація інтерфейсу користувача, виведення на друк, зберігання записів). Для зберігання програмного забезпечення (ПЗ) UCARD-200 і даних (у тому числі й записів ЕКГ), використовується енергонезалежна флеш-пам'ять ATMEЛ

DataFlash з послідовним інтерфейсом. Пам'ять процесора ЦОС розширена SDRAM об'ємом 16 Мбайт. Для сполучення процесора ЦОС із периферією застосовуються програмовані логічні інтегральні схеми (ПЛІС).

Взаємодія UCARD-200 з іншими пристроями здійснюється по одному з інтерфейсів RS-232C, USB, телефонна лінія або Bluetooth, драйвери та контролери яких перебувають на інтерфейсній платі.

Інтерфейси передачі даних. Інтерфейс передачі даних забезпечує передачу двійкових даних. Залежно від способу передачі даних розрізняють послідовний і паралельний інтерфейси. Фізичний інтерфейс часто називають портом.

Послідовні порти. Послідовні порти призначені для обміну інформацією мікропроцесорів між собою, а також для зв'язку з пристроями, в яких кількість сполучних проводів є критичною. Широко використовуються два види послідовних портів:

- синхронні послідовні порти;
- асинхронні послідовні порти.

Синхронні послідовні порти. Для розгляду роботи паралельного порта у режимі обміну даними з іншим комп'ютером або принтером зазвичай розглядається режим послідовної передачі байтів. У послідовному порті режим послідовної передачі застосовується не тільки до байтів, але й до окремих біт всередині байта. У цьому випадку для передачі даних досить тільки одного проводу (сигнального в одному напрямку). Передана та прийнята інформація зазвичай представляється у вигляді однобайтових або багатобайтових слів. Вага кожного біта в слові різна, тому крім бітової синхронізації, яка аналогічна байтовій синхронізації для паралельного порту, потрібна кадрова синхронізація. Кадрова синхронізація дозволяє однозначно визначати номер кожного біта в переданому слові. Часова діаграма передачі кадру за допомогою синхронного послідовного порту наведена на рис. 3.3.

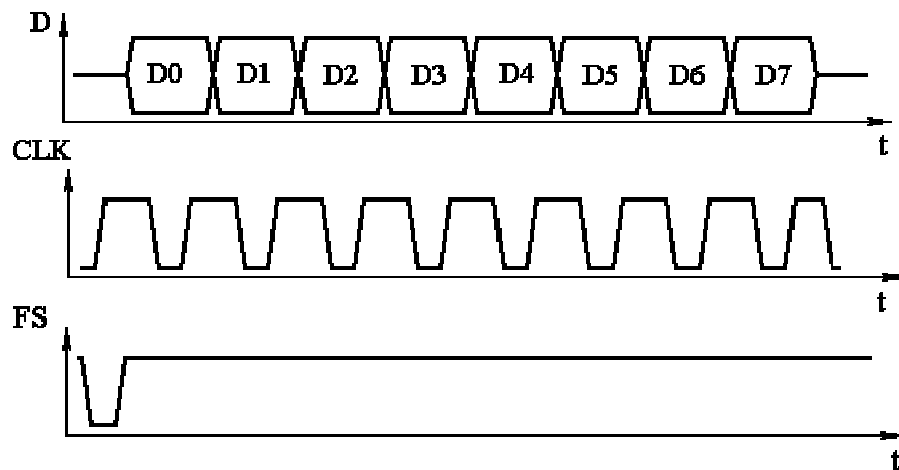


Рис. 3.3. Часова діаграма передачі одного кадру двійкової інформації за допомогою послідовного порту

Часова діаграма з рис. 3.3 застосовується в синхронних послідовних портах, які використовуються найчастіше в сигнальних процесорах для обміну інформацією з мовними кодеками, аналого-цифровими та цифро-аналоговими перетворювачами. На наведеній часовій діаграмі показані два сигнали синхронізації: сигнал тактової синхронізації CLK і сигнал кадрової синхронізації FS. Сигнал кадрової синхронізації формується апаратно з інтерфейсного сигналу $WR\#$ під час запису чергового байта в паралельний порт виводу. Полярність сигналів синхронізації залежить від конкретного типу використаних мікросхем, тому в більшості сигнальних процесорів можливо налаштування полярності сигналів синхронізації.

Послідовні порти SPORT забезпечують інтерфейс вводу/виводу з різними послідовними периферійними пристроями за умови синхронної передачі/прийому даних. Кожен SPORT має власну групу виводів (первинних виводів даних, вторинних виводів даних, тактової та кадрової синхронізації) для передачі даних та аналогічну групу виводів для прийому даних. Функції прийому та передачі налаштовуються незалежно. Кожен послідовний порт є повністю дуплексним пристроєм, здатним виконувати одночасну передачу/прийом даних. Швидкість передачі, частота кадрової синхронізації та розрядність слова послідовних портів може програмно задаватися за допомогою запису в керуючі регістри. Послідовні порти використовують

імпульси кадрової синхронізації для виділення початку кожного слова або пакета слів і сигнали тактової синхронізації для виділення початку кожного біта. Можлива зовнішня генерація сигналів кадрової та тактової синхронізації.

Використання різних опцій тактової та кадрової синхронізації дозволяє послідовним портам підтримувати велику кількість протоколів послідовної передачі даних і забезпечувати зв'язок з багатьма перетворювачами даних і кодеками промислового стандарту без застосування додаткових компонентів

Спрощена схема синхронного послідовного порту наведена на рис. 3.4. До складу послідовного порту входить паралельний порт, що дозволяє підключитися до системної шини мікропроцесора. Для перетворення паралельного коду, що надходить із системної шини, в послідовний використовується регістр зсуву. При звертанні центрального процесора до послідовного порту виробляється сигнал запису в послідовний порт, що подається на вхід паралельного запису V універсального регістра. Цей же сигнал використовується як сигнал кадрової синхронізації FS. Сигнал тактової синхронізації CLK, який формує окремий генератор, подається на вхід послідовного зсуву S універсального регістра порту.

Кількість переданих в одному кадрі біт може мінятися від 8 до 32. Як приклад використання синхронного послідовного порту на рис. 3.5 наведена схема підключення аналого-цифрового перетворювача AD7890 фірми Analog Devices до синхронного послідовного порту ADSP-2101 сигнального процесора тієї ж фірми. У схемі синхронного послідовного порту, яка розглянута вище, на прийомному кінці необхідно підраховувати кількість тактових імпульсів, що пройшли після імпульсу кадрової синхронізації. Крім того, у такому синхронному послідовному порті інформація передається безупинно, що, звичайно, зручно для пристроїв з безперервним потоком інформації, як, наприклад, у мовних кодеках. Але існують пристрої, до яких необхідно звертатися тільки періодично, як, наприклад, синтезатори частоти, мікросхеми приймачів, блоки кольоровості телевізорів, мікросхеми пам'яті даних і багато інших пристроїв. У цих випадках використовуються інші види синхронних

послідовних портів такі як SPI порт й I2C шина. Часова діаграма SPI інтерфейсу наведена на рис. 3.6.

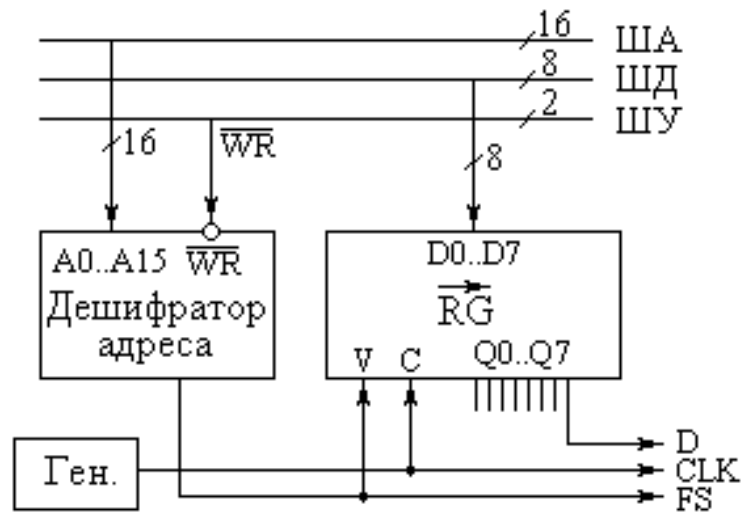


Рис. 3.4. Спрощена схема синхронного послідовного порту

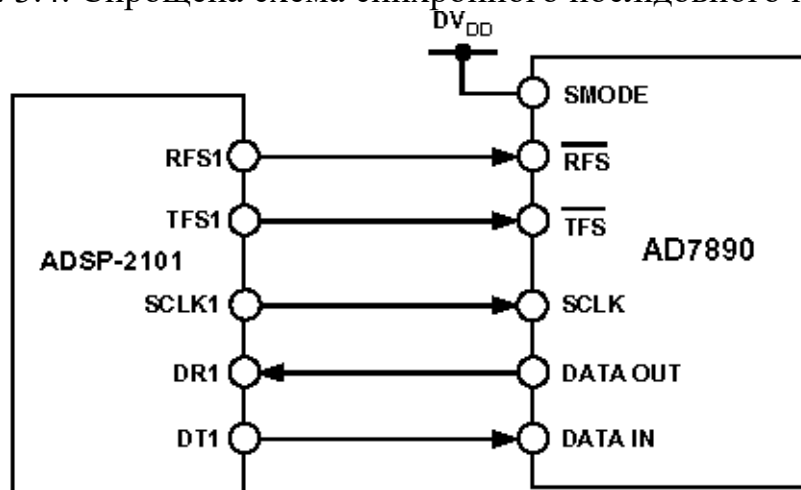


Рис. 3.5. Схема підключення кодека AD7890 до синхронного послідовного порту ADSP-2101

Основна відмінність цього інтерфейсу від наведеного вище полягає в тому, що сигнал тактової синхронізації SCLOCK передається тільки в момент дії імпульсу кадрової синхронізації SS. Активний рівень сигналу кадрової синхронізації триває до закінчення передачі останнього біта в переданому кадрі. Тими самими лініями передачі даних MISO (вхід для головного, вихід для підлеглого) і MOSI (вихід для головного, вхід для підлеглого) може передаватися інформація до різних мікросхем. Вибір мікросхеми, для якої призначена інформація, відбувається сигналом SS (вибір підлеглого). В SPI

інтерфейсі в приймачі не потрібен лічильник тактових імпульсів. Запис прийнятої інформації відбувається по закінченню кадрового імпульсу.

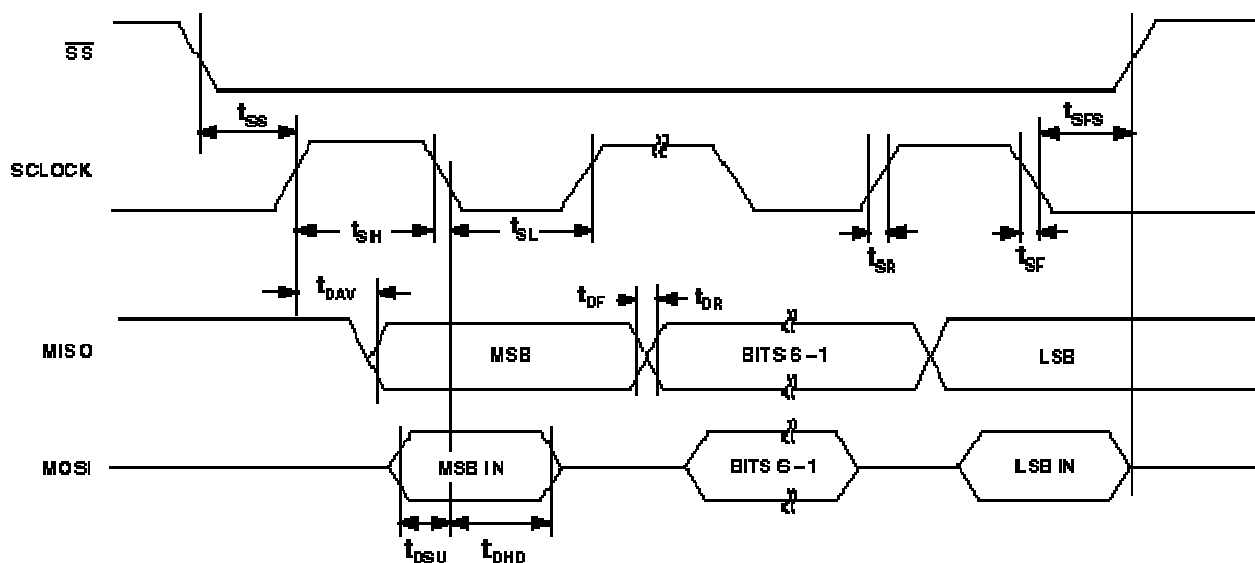


Рис. 3.6. Часова діаграма SPI інтерфейсу

Якщо в пристрої використовується кілька мікросхем, тоді кількість ліній вибору підлеглого стає значною і в таких випадках використовується ще один вид синхронного послідовного інтерфейсу: I2C шина. Часова діаграма цього інтерфейсу наведена на рис. 3.7. В I2C шині прийом і передача даних, а також передача адреси мікросхеми та адреси регістра всередині мікросхеми, до якого здійснюється звертання, відбувається тим самим проводом. Для підключення до цього проводу використовуються мікросхеми з відкритим колектором. Навантаженням для всіх мікросхем, що підключені до лінії SDA, служить зовнішній резистор. Природно, що швидкість передачі даних по такому порту буде нижче, у порівнянні з SPI портом. Тактова синхронізація в I2C шині передається лінією SCL. Початок роботи з мікросхемою позначається особливою комбінацією сигналів SDA й SCL, що називається умовою старту. Ця ж комбінація одночасно здійснює кадрову синхронізацію. Завершення роботи з мікросхемою позначається ще однією комбінацією сигналів SDA й SCL. Як приклад мікросхем, що використовують інтерфейс I2C, можна назвати мікросхеми EEPROM серії 24сXX.

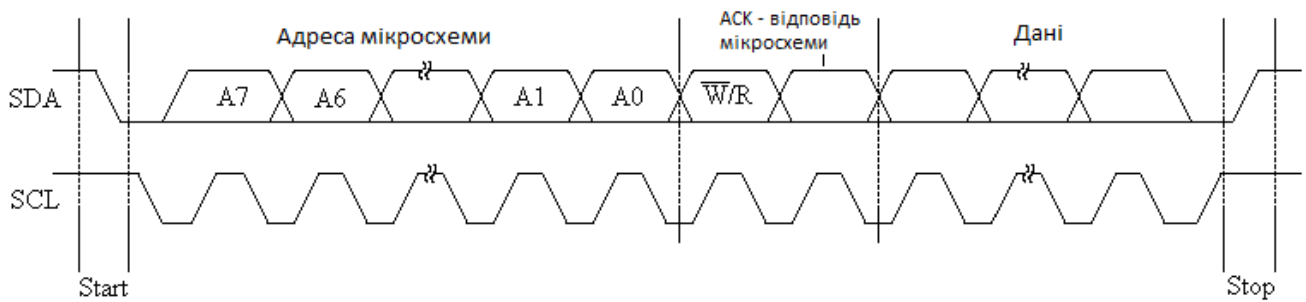


Рис. 3.7. Часова діаграма I2C інтерфейсу

Асинхронні послідовні порти. Розглянуті синхронні послідовні порти дозволяють досягти великих швидкостей передачі даних, але лінія зв'язку, якою відбувається передача синхросигналу, практично не несе інформації. Такий сигнал можна було б сформувати й на прийомному кінці лінії передачі, якщо заздалегідь домовитися щодо швидкості передачі. Єдина проблема полягає в тому, що неможливо побудувати два абсолютно однакових генератори. Генератори необхідно синхронізувати. Для синхронізації внутрішніх генераторів використовується особлива умова початку асинхронної передачі: старт. Весь час, поки не ведеться передача інформації, на лінії присутній стоп-сигнал одиничного рівня. Перед початком передачі кожного байта передається стартовий біт, що сигналізує приймачу про початок передачі даних. За стартовим бітом ідуть інформаційні біти. Стартовий біт завжди передається нульовим рівнем із тривалістю, яка дорівнює тривалості інформаційних біт. У деяких випадках після передачі інформаційних бітів може передаватися біт паритету (парності). Завершується передача даних стоп-сигналом. Мінімальна тривалість стопового сигналу повинна дорівнювати 1,5 тривалості інформаційних біт, але звичайно використовують паузу між сусідніми пакетами даних, яка дорівнює двом тривалостям інформаційного біта. Часова діаграма переданих сигналів при асинхронній передачі наведена на рис. 3.8.



Рис. 3.8. Часова діаграма переданих сигналів при асинхронній передачі

Тривалість стопового біта не обмежена. Це дозволяє регулювати швидкість передачі залежно від швидкості надходження інформації.

Програмне забезпечення Unet. Програмне забезпечення *Unet* призначене для виконання наступних операцій:

- введення та візуалізації в реальному часі інформації про пацієнта, що надходить від електрокардіографа «UCARD-200» (рис. 3.9);
- запису обраної користувачем інформації в базу даних (БД);
- збереження даних про пацієнта;
- ведення БД;
- формування попереднього діагнозу за результатами обробки інформації, що надійшла від кардіографа ;
- документування результатів спостереження за пацієнтом.



Рис. 3.9. Програмне забезпечення *Unet*

3.2. Реанімаційно-хірургічний монітор «УМ-300»

Призначення приладу. Монітор реанімаційно-хірургічний УМ-300 (рис. 3.10) призначений для неперервного спостереження життєво важливих функцій пацієнта, відображення їх на дисплеї, зберігання накопичених даних в енергонезалежній пам'яті приладу, обробки показників моніторингу з одержанням діагностичних даних, виводу необхідних даних на друк, сигналізації про відхилення контрольованих параметрів від заданих.

Основні можливості реанімаційно-хірургічного монітору УМ-300:

- моніторинг частоти серцевих скорочень (ЧСС);
- реєстрація електрокардіограми (ЕКГ);
- реєстрація та автоматичний запис аритмій;
- моніторинг зсуву *ST*-сегмента;
- моніторинг частоти дихання (ЧД);
- моніторинг ступеня насичення киснем гемоглобіну артеріальної крові (SpO_2), частоти пульсу (ЧП) і фотоплетизмограми;
- моніторинг систолічного, діастолічного та середнього артеріального тиску крові, що вимірюється неінвазивним (осцилометричним) методом (неінвазивне вимірювання артеріального тиску – НВАТ);
- моніторинг температури тіла (Т);
- моніторинг тиску крові, що вимірюється інвазивним методом (ІТ);
- моніторинг змісту двоокису вуглецю у повітрі, що вдихається та видихається пацієнтом;
- моніторинг концентрації закису азоту (N_2O), двоокису вуглецю (O_2), кисню (CO_2), парів інгаляційних анестетиків у повітрі, що вдихається та видихається пацієнтом;
- вимірювання основних показників центральної гемодинаміки: серцевого викиду (СВ), ударного викиду (УВ), серцевого індексу (СІ), ударного індексу (УІ);
- аналіз варіабельності ритму серця;
- обчислення дози та швидкості введення медикаментів;


- ведення картки пацієнта;
- візуалізація цифрової та графічної інформації про стан пацієнта на екрані кольорового TFT дисплея, а також друк її на паперовому носії за допомогою вбудованого термопринтера;
- збереження відрізків отриманих даних у графічному та цифровому вигляді в енергонезалежній пам'яті монітора автоматично або вручну;
- збереження трендів по всіх контрольованих параметрах в енергонезалежній пам'яті монітора;
- тривожна сигналізація (візуальна та звукова) про стан пацієнта та приладу.




Монітор UM-300 може використовуватися для спостереження стану пацієнтів як самостійно, так і у складі центральної станції цілодобового моніторингу в лікувальних та лікувально-профілактичних установах, у тому числі під час транспортування пацієнтів.



Рис. 3.10. Реанімаційно-хірургічний монітор UM-300

Основні частини та елементи керування:

1. індикатор живлення від мережі
2. індикатор живлення від акумулятора
3. кнопка «» (вмикання/вимикання)

4. кнопка «  »
5. кнопка «  »
6. кнопка «ПЕЧАТЬ»
7. кнопка «ТРЕВОГА вкл/выкл»
8. кнопка «ЗАПИСЬ»
9. кнопка «ОСТАНОВ»
- 10.кнопка «ТРЕНД»
- 11.кнопка «НИАД старт/стоп»
- 12.кнопка «  »
- 13.кнопка «ОСНОВНОЙ ЭКРАН»
- 14.кнопка-маніпулятор
- 15.панель роз'ємів
- 16.термопринтер

Структурно-функціональна схема приладу (рис. 3.11). Реанімаційно-хірургічний монітор UM-300 складається з наступних функціональних блоків:

- системна цифрова частина на базі процесора ЦОС;
- сигнальний процесор ЦОС;
- аналогова частина каналу ЕКГ;
- аналогова частина каналу виділення патерну дихання;
- аналогова частина каналу температури (1 або 2) ;
- аналогова частина каналу SpO₂;
- аналогова частина каналу НВАТ;
- аналогова частина каналу інвазивного тиску (1 або 2);
- дисплей TFT;
- клавіатура;
- термопринтер;
- блок живлення.

Сигнал з датчиків надходить на аналогову обробку кожного каналу, в результаті якої формується сигнал, узгоджений із вхідним діапазоном АЦП.

Аналоговий мультиплексор призначений для реалізації послідовного опитування всіх каналів.

Передача даних з АЦП та передача керуючих сигналів між аналоговою частиною кожного з каналів і сигнальним процесором здійснюється в цифровому вигляді по інтерфейсу SPORT.

Сигнальний процесор ЦОС виконує функції попередньої обробки сигналів кожного каналу. Системні функції (організація інтерфейсу користувача, виведення на друк, зберігання записів і т.д.) і аналіз сигналів виконуються на основі системного процесора ЦОС. Для зберігання ПЗ UM-300 і даних (у тому числі й записів, трендів), використовується енергонезалежна флеш-пам'ять ATMEL DataFlash з послідовним інтерфейсом. Пам'ять процесора ЦОС розширена SRAM (Static Random Access Memory) обсягом 1 МБайт. Для сполучення процесора ЦОС з периферією застосовується ПЛІС.

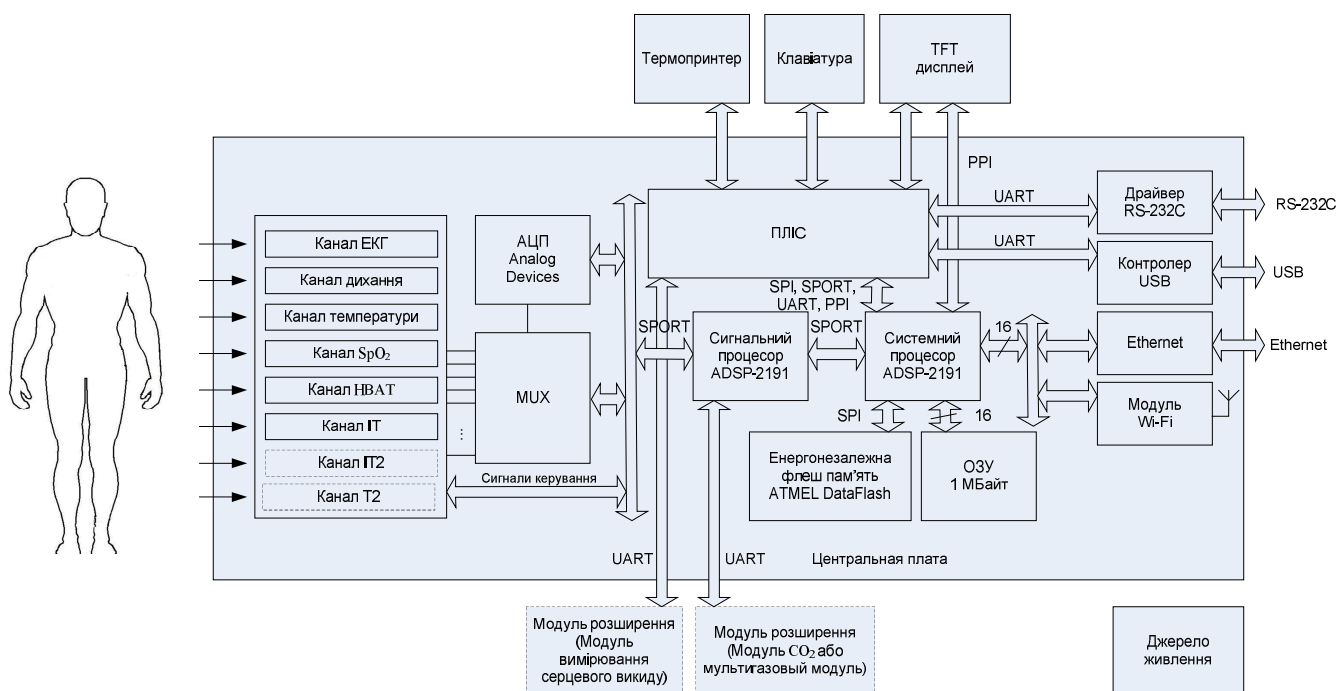


Рис. 3.11. Структурно-функціональна схема реанімаційно-хірургічного монітора UM-300

Взаємодія UM-300 з іншими пристроями здійснюється за допомогою одного з інтерфейсів RS-232C, USB, Ethernet або Wi-Fi, драйвери та контролери яких розташовані на центральній платі.

3.3. Векторкардіографія

Векторкардіографія — метод дослідження серця, заснований, як і електрокардіографія, на реєстрації змін за серцевий цикл сумарного вектора електрорухомих сил серця, але в проекції його не на лінію (вісь відведення), а на площину. Векторкардіограма (ВКГ) відображає взаємодію двох різниць потенціалів у вигляді вектора, що має певний напрям, залежний від орієнтації електричного поля серця, і розташування у площині, обумовленій даними відведеннями. Хід електричного збудження по міокарду відображається на ВКГ у вигляді трьох основних петель — *P*, *QRS* і *T* (рис. 3.12), позначених по їх відповідності зубців *P* і *T* і комплексу *QRS* електрокардіограми. ВКГ дозволяє уявити динаміку сумарних векторів передсердь і шлуночків серця за часом в тривимірному просторі.

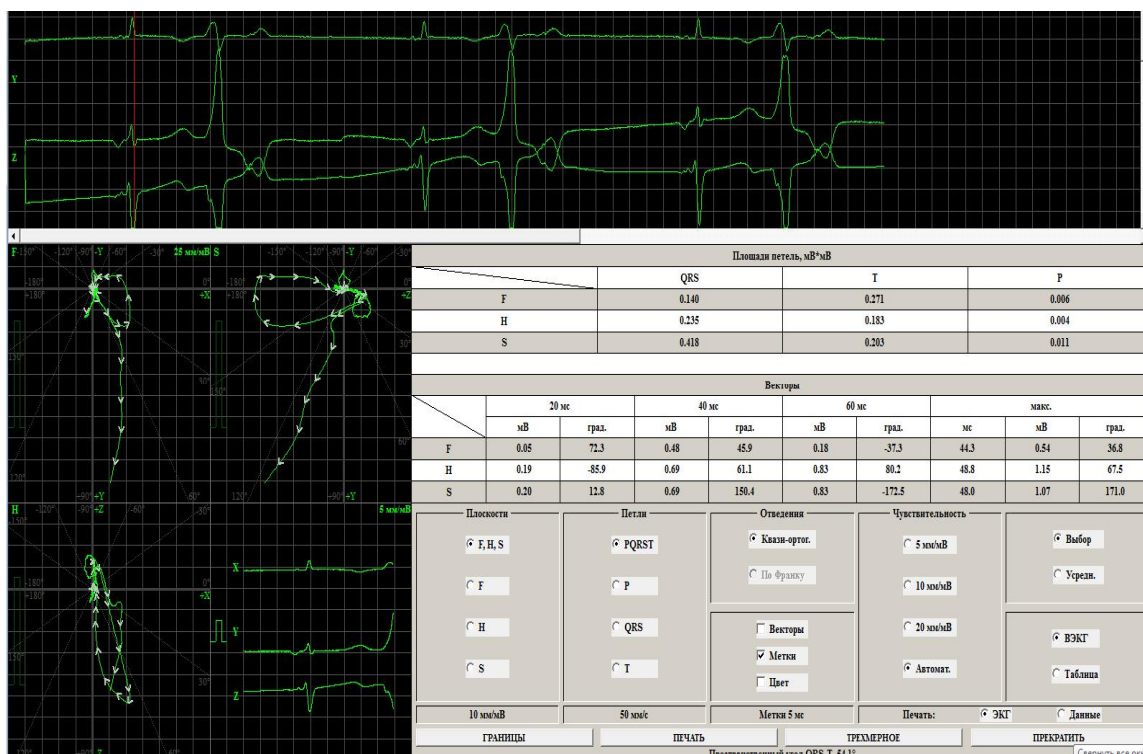
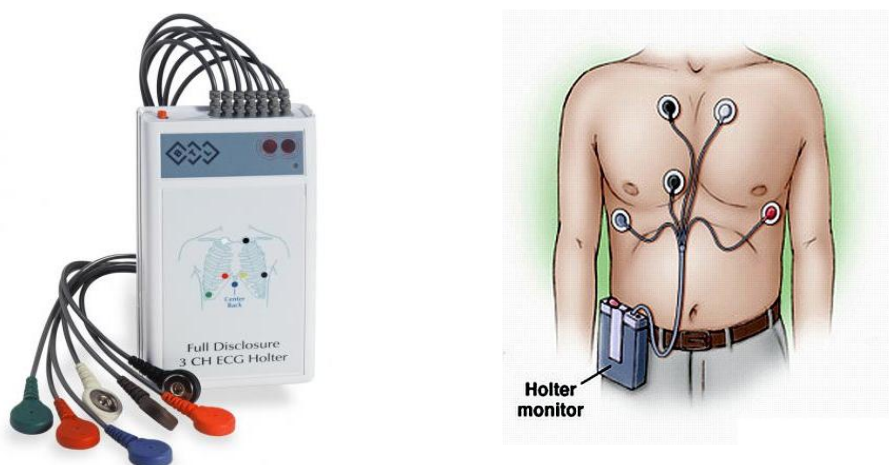


Рис. 3.12. Відображення на ВКГ петель *P*, *QRS* і *T*

Аналізують ВКГ по максимальній довжині (максимальному вектору) і ширині петель, їх формі, кутах відхилення максимальних векторів від координатних осей площини реєстрації та іншим параметрам. Вони суттєво змінюються при гіпертрофії передсердь і шлуночків, блокадах серця, інфаркті міокарда.

3.4. Добове моніторування ЕКГ (за Холтером)

Добове моніторування ЕКГ (за Холтером) — неперервна реєстрація ЕКГ протягом декількох діб, протягом якої пацієнт відзначає в щоденнику час і обставини виникнення неприємних симптомів з боку серця, прийом ліків, зміну видів фізичної активності (рис. 3.13).



а) б)
Рис. 3.13. Моніторування ЕКГ за Холтером:
а) загальний вигляд; б) схема підключення

Результати добових записів електрокардіосигналів передаються до комп'ютера і обробляються за допомогою спеціального програмного забезпечення. Згідно загальноприйнятому стандарту в результатах аналізу добових ЕКГ мають бути зазначені: відомості про ритм серця: його джерело (джерела) і частоти; відомості про порушення ритму: про екстрасистоли надшлуночкових і шлуночкових аритмій; відомості про паузи ритму; відомості про зміни інтервалів PQ і QT ; відомості про зміни морфології комплексу QRS ,

обумовлених порушеннями внутрішньошлуночкової провідності; відомості про зміни кінцевої частини шлуночкового комплексу (сегмента *ST*) і про зв'язок цих змін з фізичною активністю пацієнта і його відчуттями по щоденнику.

3.5. Діагностична система «Кардіовізор»

Прилад «Кардіовізор» (рис. 3.14) аналізує низькоамплітудні коливання потенціалів серця і відображає результати у вигляді «портрета серця» (зелені ділянки — норма, червоні — патологія).

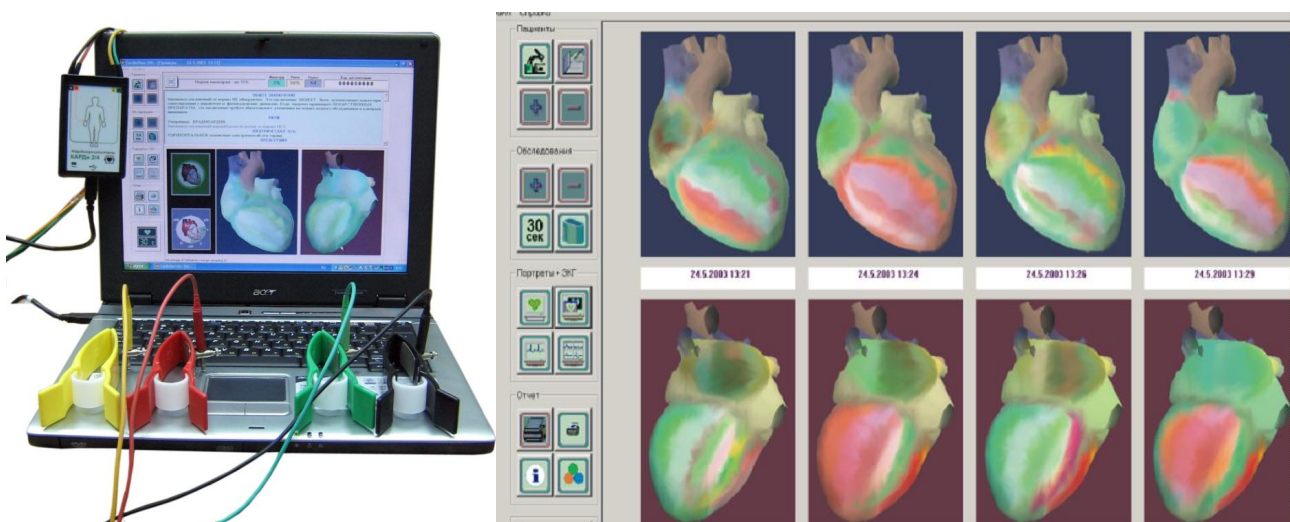


Рис. 3.14. Діагностична система «Кардіовізор»

Мікроальтернації обчислюються, як мікроколивання ЕКГ сигналу в послідовних скороченнях серця (рис. 3.15, 3.16). Амплітуди мікроальтернацій можуть бути на два порядки менше амплітуд зубців стандартної ЕКГ. При аналізі *T* зубців середні амплітуди мікроальтернацій складають $\sim 2 \dots 15$ мкВ, в той час як амплітуди *T* зубців складають $0,3 \dots 0,7$ мВ, тобто $300 \dots 700$ мкВ.

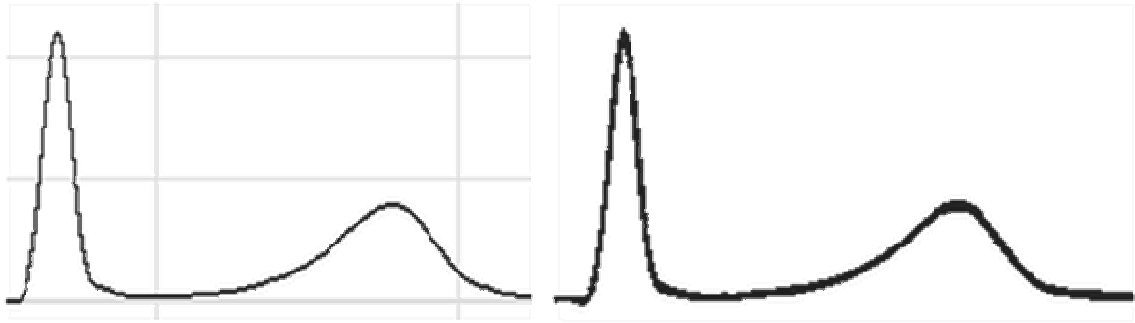


Рис. 3.15. Низькоамплітудні коливання ЕКГ в послідовних *QRS* комплексах здорового серця

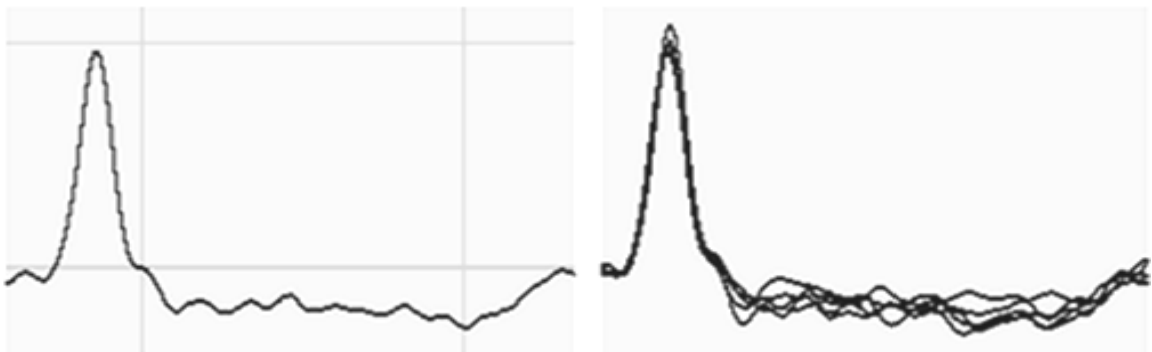


Рис. 3.16. Низькоамплітудні коливання ЕКГ в послідовних *QRS* комплексах у хворого при ішемії міокарда

Існує залежність між середньою амплітудою мікроальтернацій і різницею сигналом, що характеризує електричну симетрію між правим і лівим шлуночками, і правим і лівим передсерддями. На основі цього будуються «дисперсійні карти» (ДК). Розраховані показники залежать від виду, локалізації, характеру порушень або патологічних змін міокарда і метаболічних змін, які характеризують синхронність електричного збудження міокарда.

Метод ДК ЕКГ заснований на комп'ютерному формуванні карти електричних мікроальтернацій ЕКГ сигналу, віднесених до певних камер серця (передсердь та шлуночків). Ці карти отримують в результаті розрахунку електричних напруг між близько розташованими поверхневими точками міокарду з використанням в процесі цих розрахунків оригінальної моделі біоелектричного генератора серця та формуванням «портрету серця».

Метод дисперсійного картування може ефективно використовуватися при:

скринінгу і диспансеризації, в спортивній медицині, при реабілітації, для оцінки ефективності проведеної терапії, при динамічному спостереженні і моніторингу стану міокарда у пацієнтів при будь-яких патологіях, а також для виявлення змін і динаміки порушень деполяризаційних і реполяризаційних властивостей міокарда.

3.6. Діагностичний комплекс «Кардіо +»

Діагностичний комплекс «Кардіо +» (рис. 3.17) призначений для реєстрації, відображення та аналізу електрокардіографічної інформації (канал «Кардіо») з автоматичною видачею висновку.



Рис. 3.17. Зовнішній вигляд діагностичного комплексу «Кардіо+»

Сигнали, зареєстровані з пацієнта, посилюються біопідсилювачами і подаються до блоку перетворення сигналів, де посилюються додатково, перетворюються в цифрову форму і за допомогою інтерфейсного модулю передаються в комп'ютер для подальшої обробки (рис. 3.18). Програмне забезпечення дозволяє виконувати фільтрацію зареєстрованих електрокардіосигналів за допомогою ФНЧ (35 Гц, 50 Гц) та ФВЧ (0.05 Гц), автоматично вимірювати і обчислювати основні параметри ЕКГ (рис. 3.19) та формувати діагностичний висновок (рис. 3.20).

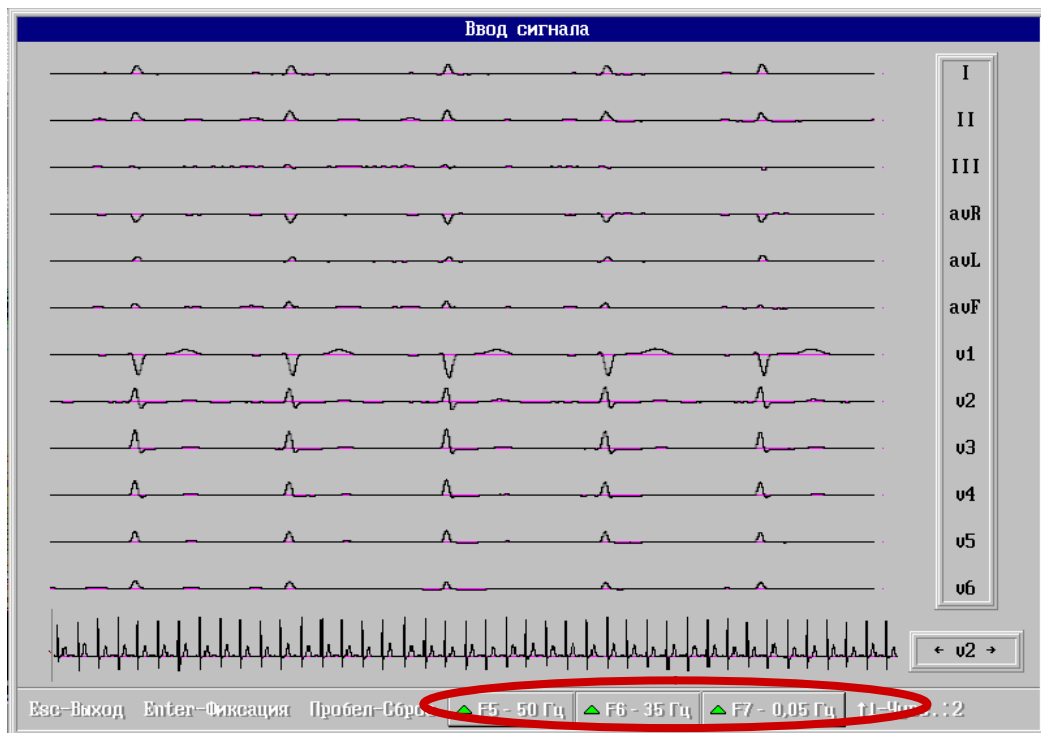


Рис. 3.18. Реєстрація ЕКГ сигналів 12-ти стандартних відведень в діагностичному комплексі «Кардіо+» (ЕКГ дослідження)

Таблица параметров

ПАЦИЕНТ: Поводыренко Н. Г.

Интегральные параметры

ЧСС (уд./мин) :..... 60

Длительность волны Р (мс):..... 103

Арт. давление :.... 140\90

Длительность интервала Р - Q (мс):.. 154

Сред. длит. R-R (мс): 987

Длительность интервала QRS (мс):... 77

Дисперсия R-R в % :. 21

Длительность интервала S - T (мс):.. 112

Угол волны Р:..... 39

Длительность волны Т (мс):..... 155

Угол волны QRS:..... -11

Длительность интервала Q - T (мс):.. 344

Угол волны Т:..... 21

Длительность QTc (мс):..... 346

OK

Помощь

	I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6
AP1	99	75	45	-69	76	45	66	59	101	99	85	59
AP2	-62	-13	-45
AQ	-54	-854	-65
AR	995	693	70	...	743	251	146	258	887	2169	1766	1236
AS	...	-239	-702	-431	-1347	-997	-1125	-671	-164	-66
DQ	13	57	15
AST1	-8	12	15	-15	-20	13	80	146	160	69	20	-7
AST2	1	26	16	-24	-4	21	91	154	202	107	44	4
AST3	31	47	10	-53	12	28	95	195	302	170	86	46
AT1	414	345	-68	-376	220	144	-64	586	1147	993	684	448
AT2
Q/R%	-5	-8
► R/S%	...	-289	-9	-2	...	-58	-10	-25	-78	-323	-1076	-1872
R/T%	240	200	-102	...	337	174	-228	44	77	218	258	275
Aj	7	-46	-60	4	36	-52	62	129	45	-23	-22	-27
SQRS	34266	11150	-18985	-18200	26945	-2863	-44670	-26279	-2839	47294	49916	41239
AQRS	1054	951	784	854	813	696	1536	1226	2053	2045	1938	1279
SST	1091	1331	622	-1894	22	968	6501	12200	16625	6916	2656	172

Рис. 3.19. Таблица параметров ЕКГ сигналов в діагностичному комплексі «Кардіо+» (ЕКГ дослідження)

Заключение

Отделение:
 Пациент: Поводыренко Н. Г.

Реквизиты	Интервалы	Оси
Пол: м	R-R: 976 T : 155	^P : 39
Возр.: 1963	P : 103 PQ : 154	^QRS: -11
ЧСС: 60	QRS: 77 Q-T: 344	^T : 21

ХАРАКТЕРИСТИКА СТРОКИ РИТМА:
 Ритм синусовый
 Ритм регулярный
 Нормокардия

ОПИСАНИЕ ПО КОНТУРУ:
 Положение электрической оси сердца – отклонение влево
 Вольтаж ЭКГ в норме

Рис. 3.20. Формування діагностичного висновку в комплексі «Кардіо+» (ЕКГ дослідження)

3.7. Система електрокардіографії високого розрізнення

Використання спеціальних технічних засобів реєстрації електрокардіограми (ЕКГ) та методів цифрової обробки сигналів дозволяє виділити з електрокардіосигналу інформацію, яку неможливо отримати шляхом аналізу стандартної електрокардіограми. До задачі дослідження тонкої структури ЕКГ належить виявлення порушення електричної гомогенності міокарда на основі реєстрації ранніх та пізніх потенціалів передсердь і шлуночків (РПП, ППП, РПШ, ППШ) системами електрокардіографії високого розрізнення (ЕКГ ВР) (рис. 3.21).

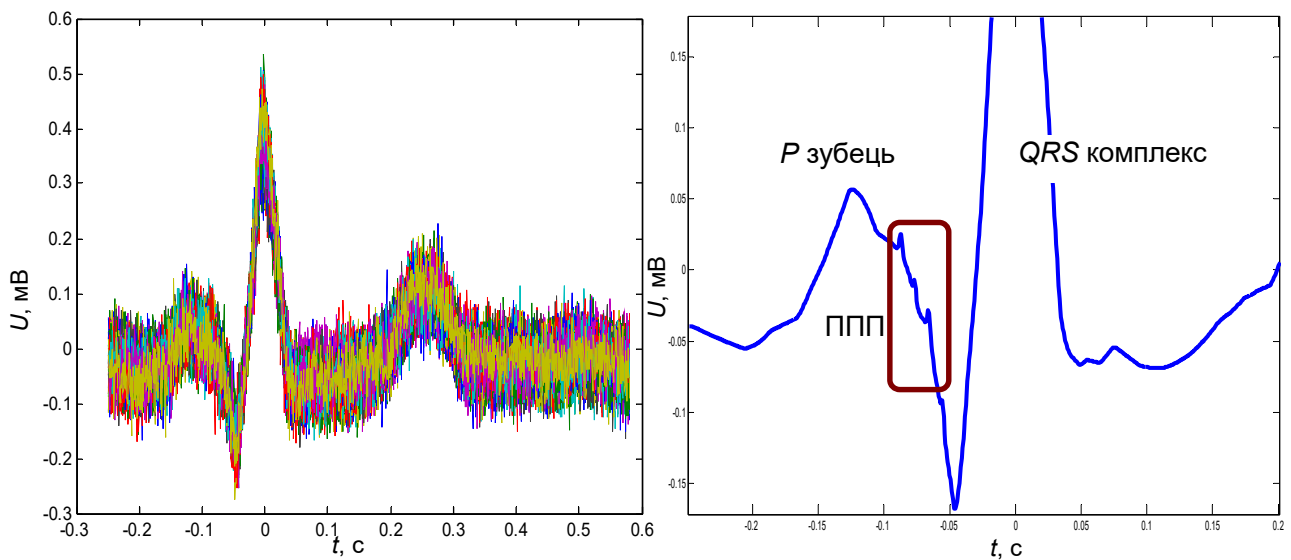


Рис.3.21. Виявлення ППП при усередненні кардіоциклів
в системах електрокардіографії високого розрізнення

Наявність РПП, ППП, РПШ, ППШ пов'язують з підвищеною вірогідністю розвитку небезпечних для життя порушень ритму серця. Особливо складним є дослідження ППП, які спостерігаються як високочастотні мікросплески наприкінці зубця *P* та мають амплітуду, близьку до амплітуди шумових складових кардіосигналу. ППП є маркерами електрофізіологічних порушень міокарда, які призводять до надшлуночкових аритмій. Ці низькоамплітудні складові ЕКГ неможливо виявити без застосування методів цифрової обробки сигналів. Існуючі системи ЕКГ ВР мають класичний склад з блоків: комутації, посилення, фільтрації, аналого-цифрового перетворення (АЦП), цифрової обробки сигналів, відображення в реальному часі, архівації даних. Відмінність проявляється під час реалізації принципових схем кожного блоку з метою підвищення точності подання ЕКГ, а також в процесі цифрової обробки кардіосигналів.

В структурній схемі системи ЕКГ ВР (рис. 3.22) можна виділити декілька підсистем:

- підсистему обробки аналогових сигналів ЕКГ;
- підсистему аналого-цифрового перетворення;
- підсистему обробки цифрових сигналів ЕКГ;

- підсистему передачі даних;
- підсистему відображення даних.

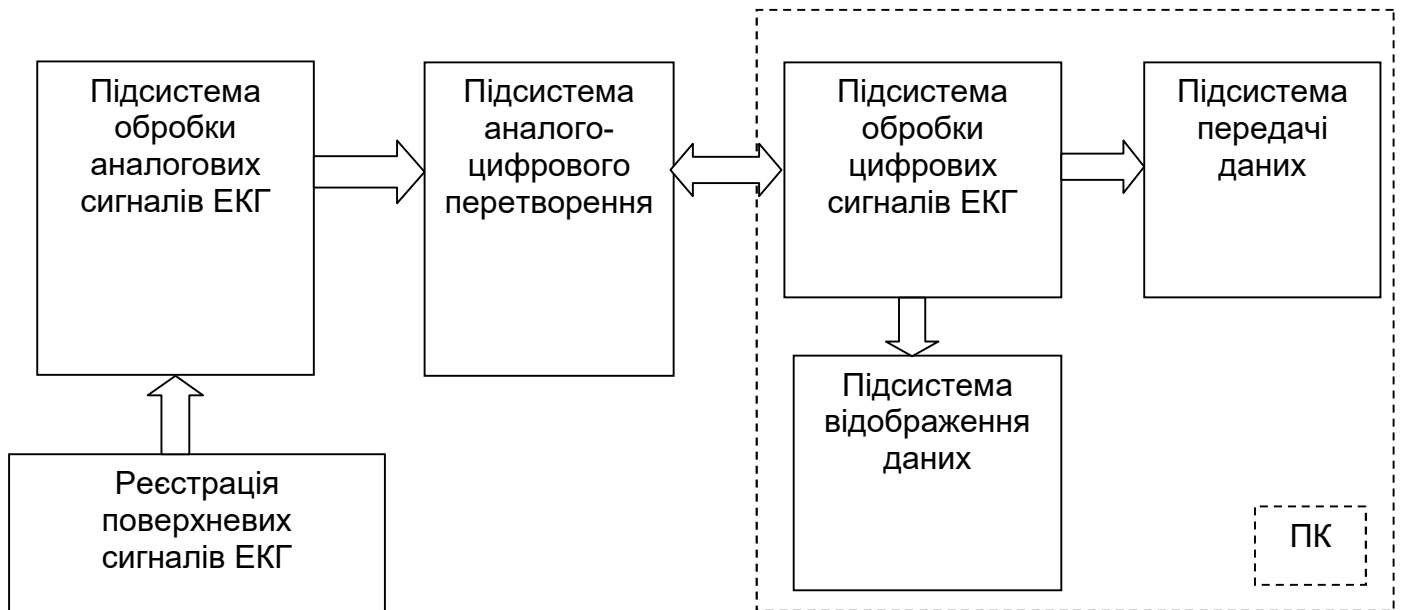


Рис. 3.22. Структурна схема системи ЕКГ ВР

Підсистема обробки цифрових електрокардіосигналів системи ЕКГ ВР дозволяє здійснювати складні алгоритми перетворення, фільтрації і розпізнавання образів. Експериментальний зразок системи ЕКГ ВР побудований на базі зовнішнього пристрою реєстрації та портативного персонального комп'ютера (рис. 3.23). Інтерфейсом зв'язку з ПК є високошвидкісний інтерфейс USB.

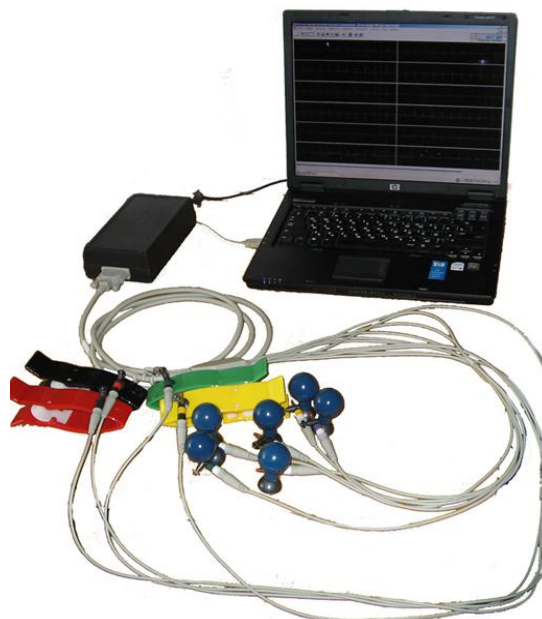


Рис. 3.23. Експериментальний зразок системи ЕКГ ВР

Загальна структура інформаційно-алгоритмічного забезпечення системи ЕКГ ВР наведена на рис. 3.24. Система дозволяє проводити реєстрацію електрокардіосигналів з відображенням процесу реєстрації в реальному часі, а також збереження запису ЕКГ з можливістю подальшої обробки різними методами. Розрядність АЦП складає 13 біт, а частота дискретизації — 2 кГц.

Системою реалізуються такі функції як: реєстрація ЕКГ, попередня обробка (усунення тренду, фільтрація 35 і 50 Гц), пошук *QRS* комплексів, виділення кардіоциклів та їх синхронізація за *R* зубцем, отримання усереднених кардіоциклів. Також у системі присутні модулі з такими алгоритмами обробки електрокардіосигналів як часовий, спектральний, масштабно-часовий аналіз, обробка ЕКГ у власних підпросторах. З метою виявлення ППП у складі ЕКГ здійснюється аналіз термінальної частини усереднених *P* зубців з використанням часових вікон 30 мс, 20 мс і 10 мс.

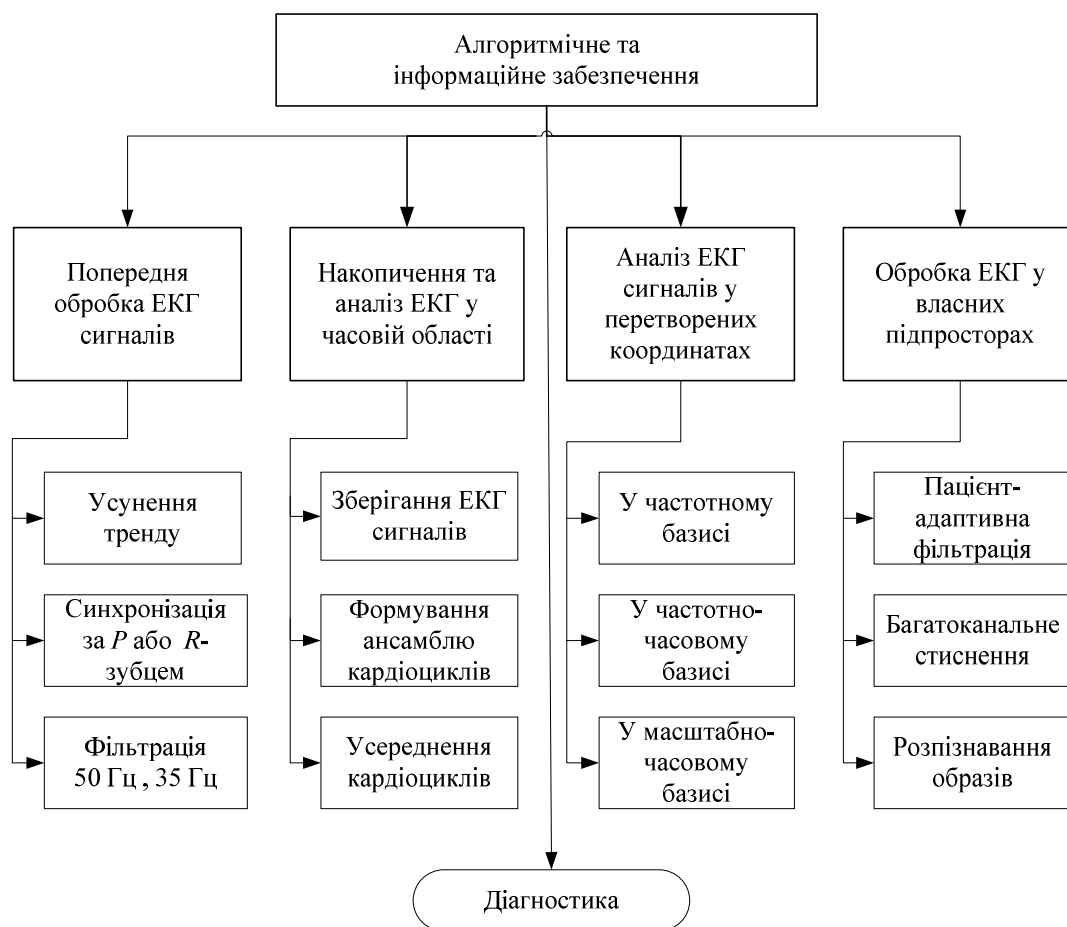


Рис. 3.24. Структура інформаційно-алгоритмічного забезпечення системи ЕКГ ВР

На рис. 3.25 наведено загальний вигляд графічного інтерфейсу користувача системи ЕКГ ВР.

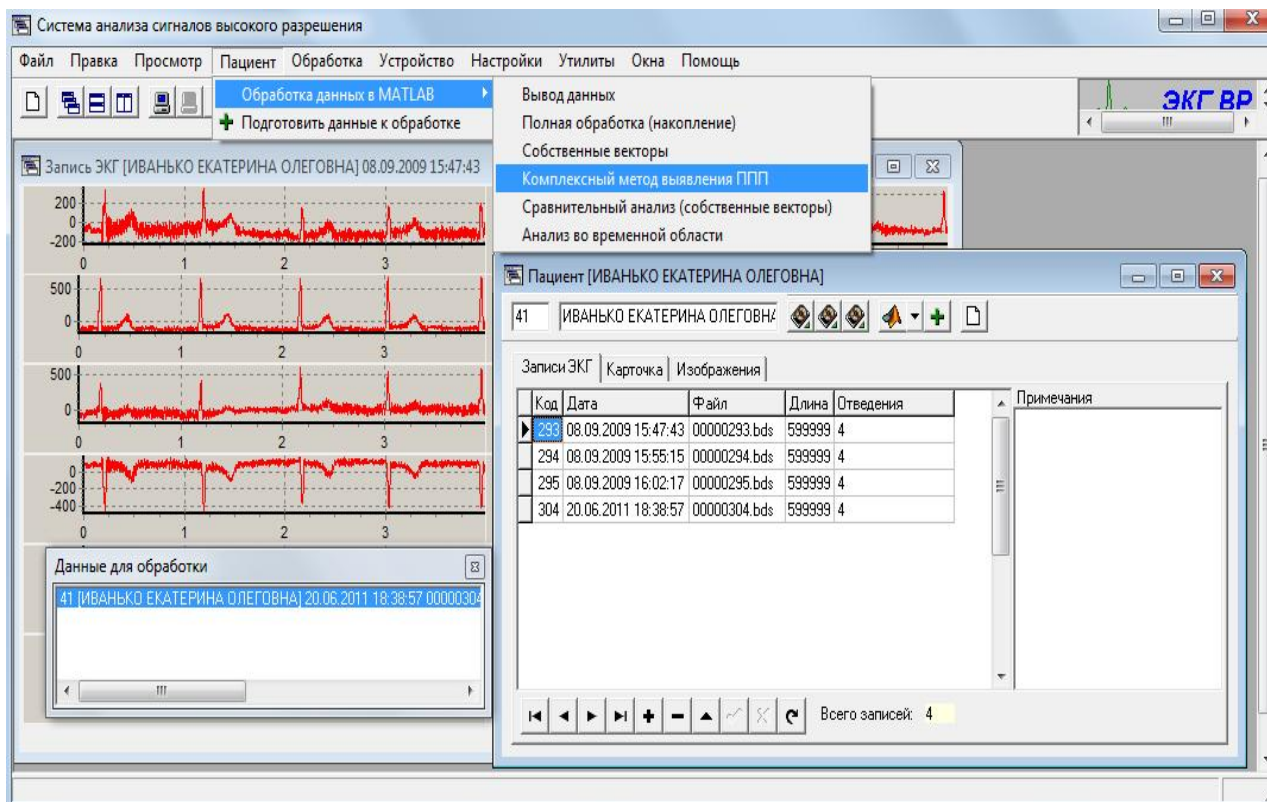


Рис. 3.25. Графічний інтерфейс системи ЕКГ ВР

Виявлення за допомогою систем ЕКГ ВР провісників серцевих аритмій – РПП, ППП, РПШ або ППШ – дає підставу для проведення додаткових досліджень серцевої діяльності пацієнтів іншими більш трудомісткими методами. Тому системи ЕКГ ВР можна розглядати як невід’ємну складову частину біомедичного комп’ютерного обладнання для експрес-діагностики функціонального стану людини.

3.8. Електрокардіографія плоду

Плід — це не маленький пацієнт, а окремий вид організму, в якому фізіологічні та патофізіологічні процеси протікають за своїми, характерними лише цьому періоду життя, законами. Серце є одним з перших органів, що розвивається у плоді і зазнає значних змін в дуже ранні терміни вагітності.

Одним з розповсюджених відхилень розвитку плоду є кисневе голодування. Гіпоксія плоду — це порушення його життєдіяльності, яке розвивається під впливом кисневої недостатності під час вагітності та при пологах. Виявлення гіпоксії і своєчасна корекція викликаних нею змін сприяє народженню здорової дитини. Ступінь кисневого голодування відображається в серцевій діяльності плоду. Дослідження серцевої діяльності плоду являє собою одну з найбільш важливих складових моніторингу загального стану плоду, оскільки дозволяє проводити діагностику стресу і, отже, судити про наявність гіпоксії.

Моніторинг серцевої діяльності плоду може бути здійснений з використанням ультразвукової діагностики для аналізу механічної роботи серця, а також за допомогою електрокардіографії, яка дозволяє дослідити електричну активність серця плоду. На сьогодні ультразвуковий метод із застосуванням ефекту Доплера є найбільш поширеним інструментом для обстеження вагітних. Тим не менш, ультразвуковий метод дає змогу оцінити тільки середні частоти серцевих скорочень плоду (кардіотокографія), у той час як реєстрація біоелектричної активності серця плоду дозволяє аналізувати морфологію і часові інтервали електрокардіограми плоду.

ST сегмент та *T* зубець на фетальній ЕКГ (ФЕКГ) відповідають процесам реполяризації клітин шлуночків міокарда і підготовці серця до наступного скорочення. Для цих процесів необхідна енергія. Протягом гіпоксії плоду порушується енергетичний баланс, і його відновлення супроводжується виділенням іонів калію в клітину, що призводить до збільшення мембранного потенціалу клітин міокарда, а, отже, до зміни *ST* сегменту – збільшення амплітуди *T* зубця на ЕКГ. Ранній розвиток гіпоксії також може відображатися на ФЕКГ у вигляді двофазного *ST* сегменту та його опущення відносно базової лінії (рис. 3.26). Спочатку *ST* сегмент нахилиється вниз та стає негативним. Це супроводжується поступовим зменшенням амплітуди *T* зубця. Проте, не лише гіпоксія призводить до виникнення таких змін на ФЕКГ. Причинами також

можуть бути інфекції, лихоманка чи збуджений стан матері, дистрофія міокарда та серцева вада розвитку.

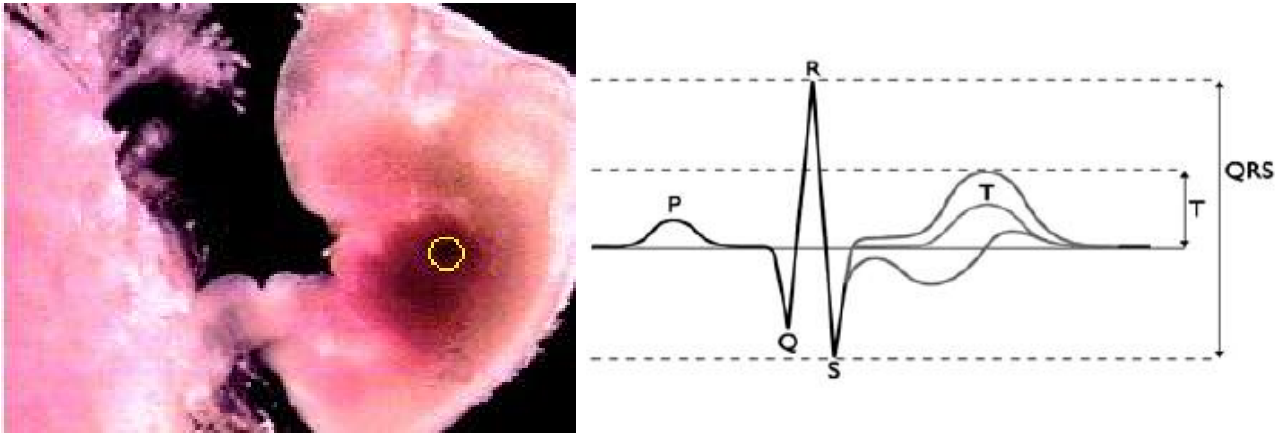


Рис. 3.26. Плід і його серце на ранній стадії розвитку, а також зміна *ST* сегменту при гіпоксії плоду

Під час дослідження стану міокарда плоду важливо, щоб метод діагностики був безпечним, практичним, а його багаторазове використання не шкодило здоров'ю матері та майбутньої дитини. Дослідження фетальної ЕКГ є актуальним при порушеннях провідності, метаболізму і автоматизму в роботі серця плоду, коли інші методи, зокрема методи ультразвукової діагностики, не можуть забезпечити оцінку таких порушень. Абдомінальна реєстрація фетальної ЕКГ виконується неінвазивно, шляхом розташування електродів на животі вагітної жінки (рис. 3.27). Зареєстрований таким чином електрокардіографічний сигнал являє собою суміш електрокардіограм матері та плоду (материнської та фетальної ЕКГ), а також шумових складових різної природи (рис. 3.28). За допомогою системи обробки сигналів електрокардіограма плоду може бути виділена з цієї суміші (рис.3.29).

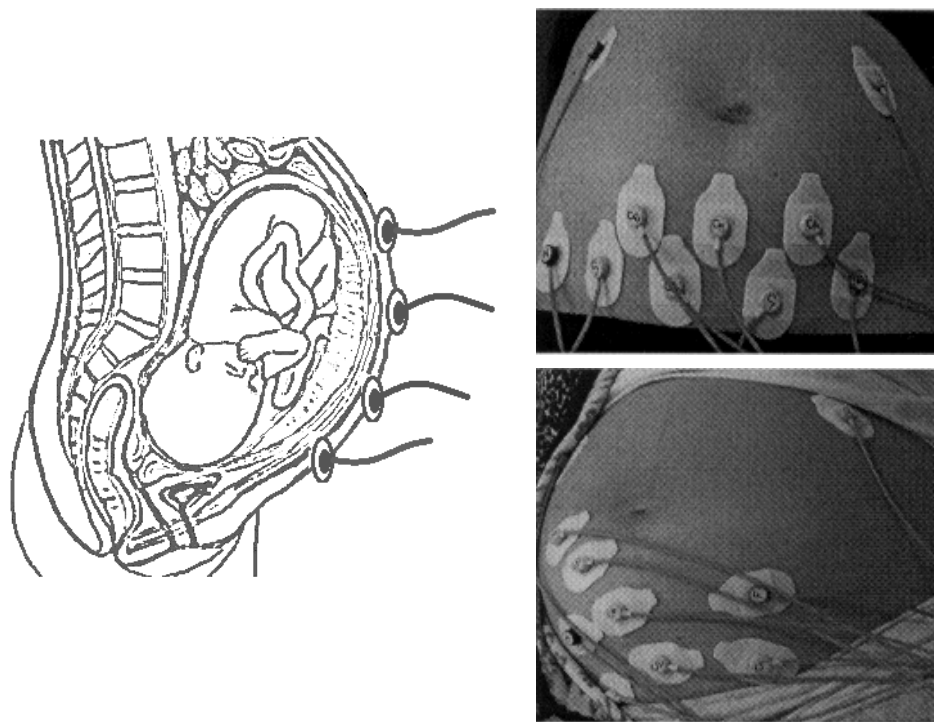


Рис. 3.27. Реєстрація абдомінальної ЕКГ



Рис. 3.28. Комбінація материнської ЕКГ та ЕКГ плоду

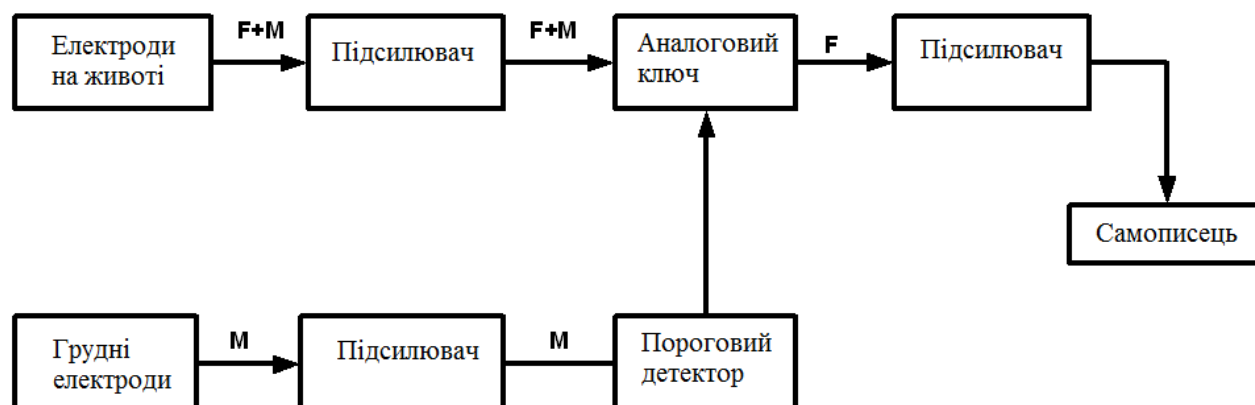


Рис. 3.29. Блок-схема системи для виділення ЕКГ плоду з сумарної ЕКГ плоду і матері

3.9. Апаратні рішення в БЕС для обробки біопотенціалів

Схема захисту від високих напруг (рис. 3.30) складається з резисторів та обмежувачів. Можна зменшити дію перешкод та запобігти вихід підсилювачів з ладу. Існує декілька способів отримати вольт-амперну характеристику (рис. 3.31). Зустрічно-включені діоди мають порог $V_b=600$ мВ. Обмеження напруги забезпечується відкритим діодом. Більш високі порогові напруги забезпечуються двуханодним стабілітроном ($V_b=2-20$ В). Ще більші обмеження напруги можна отримати за допомогою неонові лампочки ($V_b=50-90$ В).

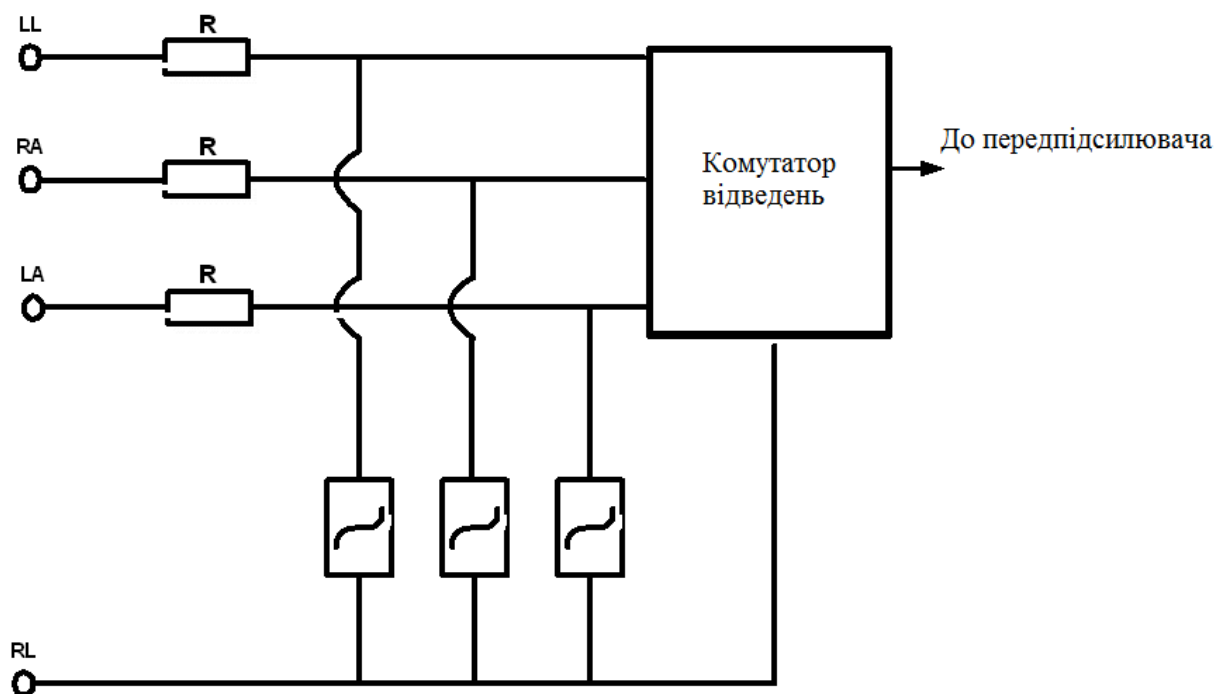


Рис. 3.30. Захист від викидів вхідних напруг

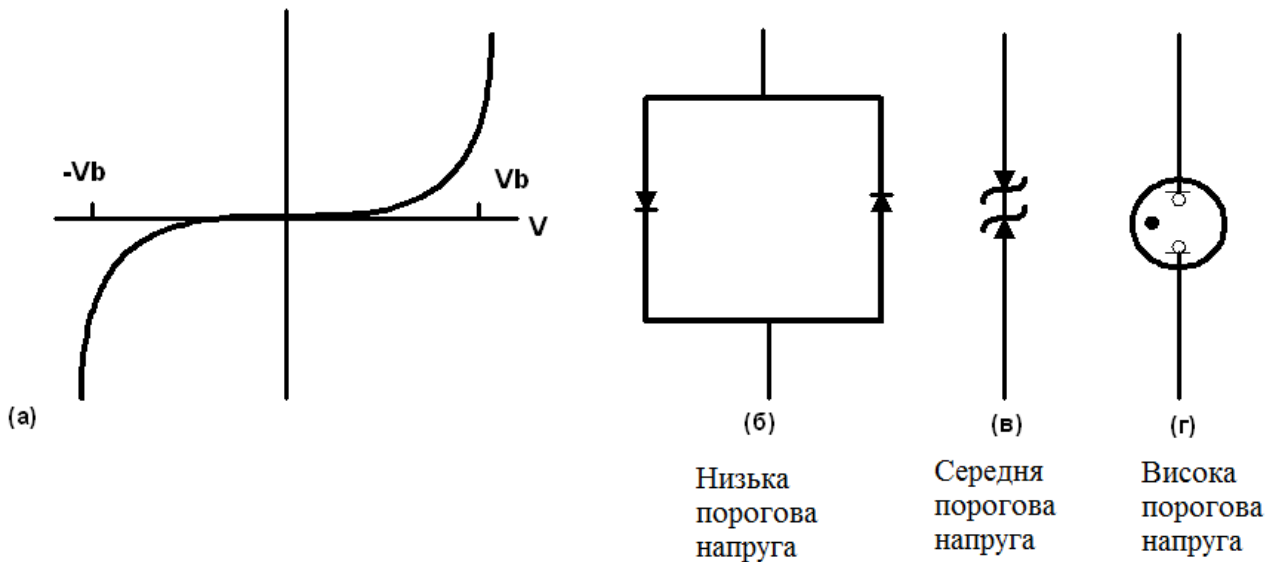


Рис. 3.31. Вольт-амперна характеристика (а). Зустрічно-увімкнуті діоди (б).
Двуханодний стабілітрон (в). Неонова лампочка (г)

Інформацію **про частоту серцевих скорочень (ЧСС)** можна отримати з сигналів артеріального тиску, тонів серця та ЕКГ. Можна вимірювати середню ЧСС, визначаючи кількість скорочень серця за певний проміжок часу. При визначенні миттєвої ЧСС (рис. 3.32) обчислюється тривалість кожного кардіоциклу; а величина, обернена до тривалості, являє собою миттєву ЧСС. Сигнал ЕКГ проходить через смуговий фільтр, який пропускає *QRS* комплекси, послаблюючи артефакти та зубці *P* і *T*. Пороговий детектор запускає перший одновібратор, який виробляє імпульс *P1*. Задній фронт імпульса *P1* запускає імпульс *P2*. Ці обидва імпульси надходять на входи елементу «або-ні», вихід якого (*P3*) знаходиться у високому стані весь кардіоцикл, крім 20 мкс (тривалість *P1* та *P2*). Високий рівень *P3* дозволяє сигналу з частотою 1 кГц проходити на вихід елемента «і» (*P4*), що підключений до входу лічильника. Оскільки *P2* скидає лічильник в 0, то число, яке міститься в лічильнику до початку *QRS* комплексу, дорівнює тривалості минулого кардіоциклу. Імпульс *P1* забороняє дію лічильника і копіює (відкриваючи ключ) вміст лічильника в регістр, який зберігає його до наступного *QRS* комплексу. До виходу регістра підключен перетворювач код-опір. На цей опір подається стала напруга (з

джерела стабілізованої напруги), і струм через нього дорівнює $i = U/R = k/Tr$, де Tr — інтервал між QRS-комплексами. Із цього виразу видно, що струм обернено пропорційний тривалості кардіоциклу, а іншими словами, пропорційний миттєвій ЧСС. Вихідна напруга V_0 формується перетворювачем струм-напруга. Часова діаграма роботи вимірювача частоти серцевих скорочень наведена на рис. 3.33.

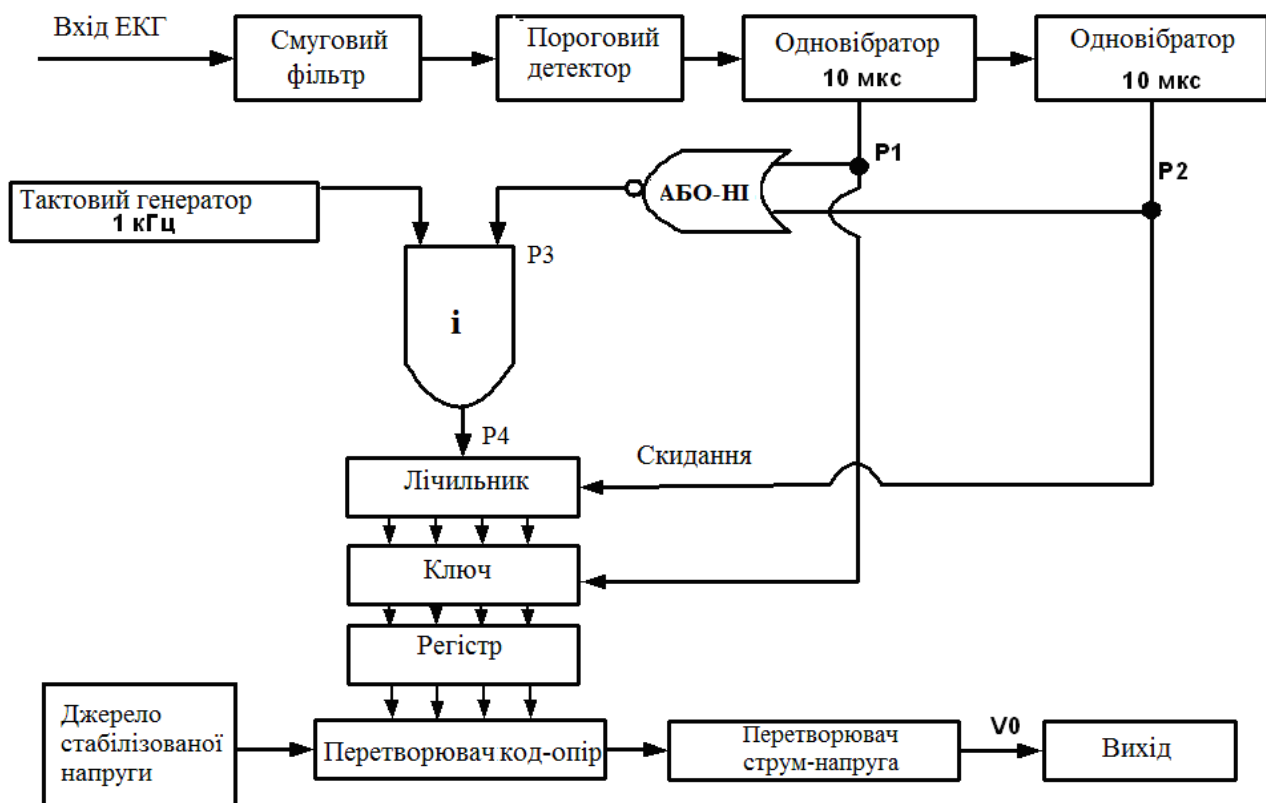


Рис. 3.32. Вимірювання частоти серцевих скорочень

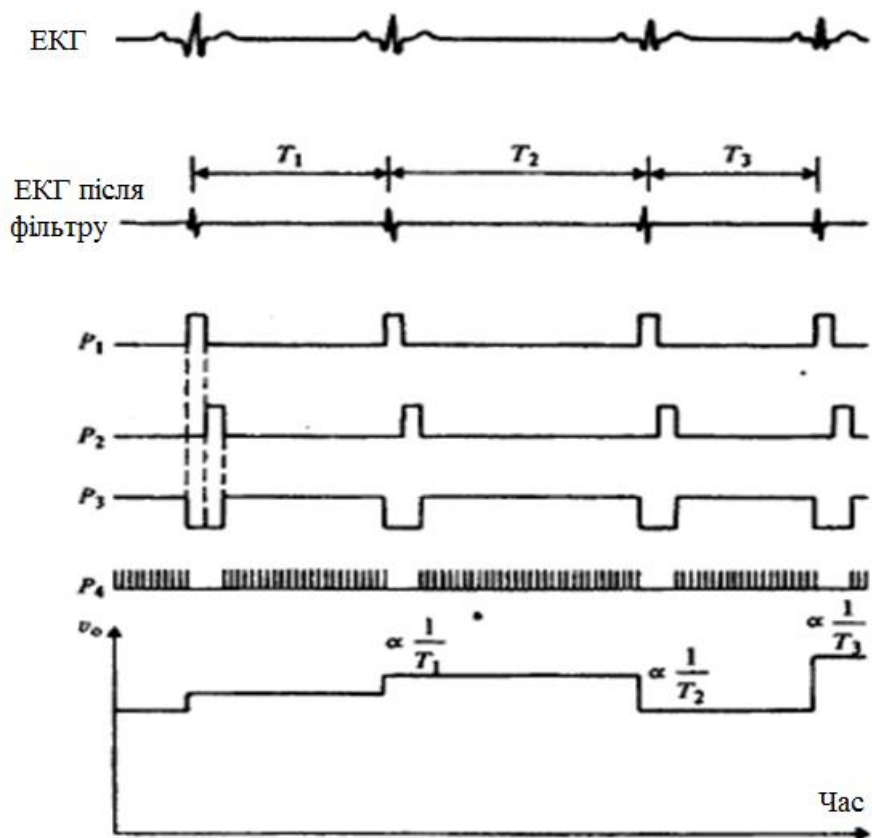


Рис. 3.33. Часова діаграма роботи вимірювача частоти серцевих скорочень

Для визначення **електричної активності м'язів** використовують міограф (рис. 3.34).

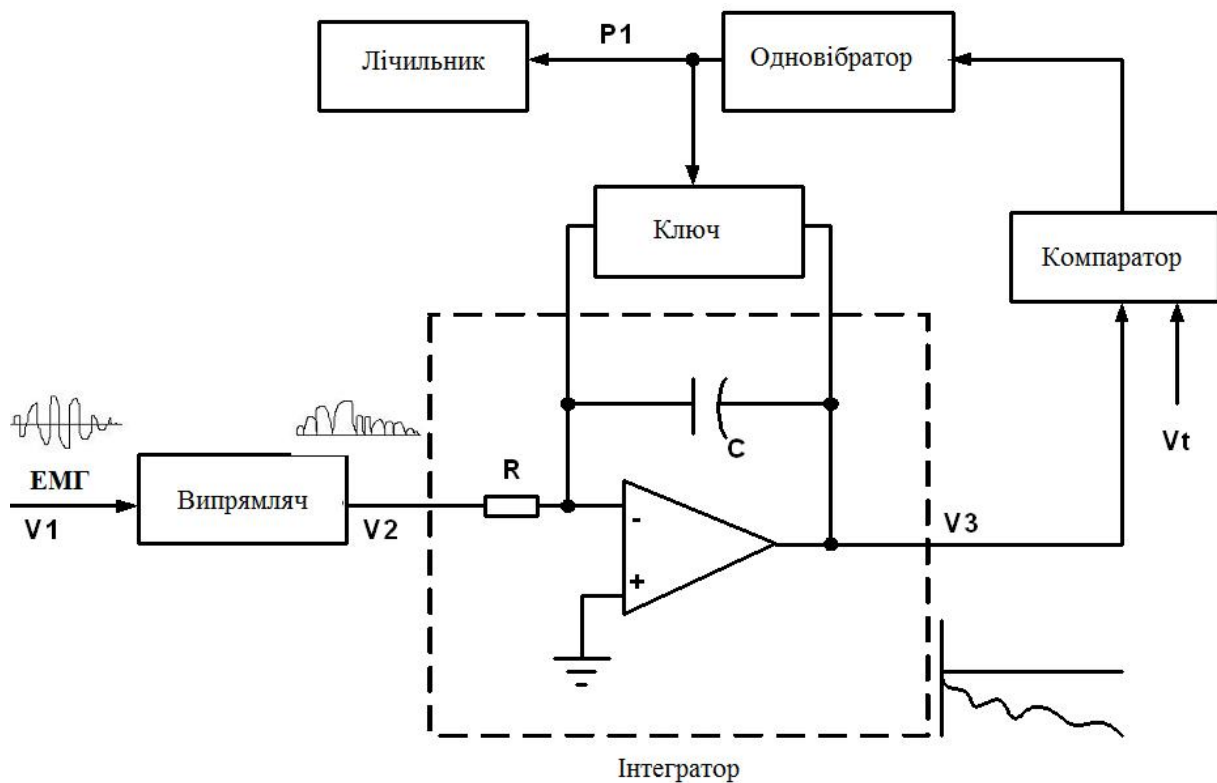


Рис. 3.34. Блок-схема інтегратора міограми

Вхідний сигнал ЕМГ (V_1) подається на випрямляч, на виході якого сигнал (V_2) має позитивну полярність. Напруга V_2 подається на інтегратор. Заряд на конденсаторі інтегратора пропорційний інтегралу вхідного сигналу V_2 . Коли вихідний сигнал інтегратора досягає порога, компаратор запускає одновібратор. Вихідний сигнал з одновібратора замикає ключ, який підключено паралельно конденсатору, що викликає розряд конденсатора. Після цього, інтегратор починає інтегрувати з нуля і цикл повторюється знову. Часова діаграма інтегратора міограми наведена на рис. 3.35.

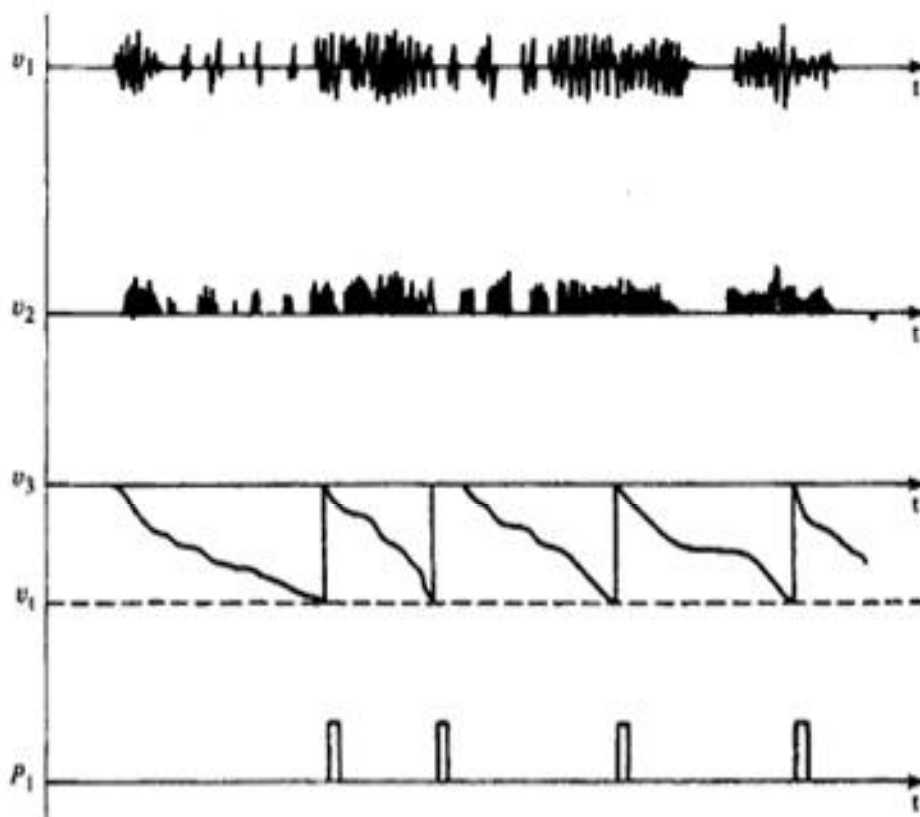


Рис. 3.35. Часова діаграма інтегратора міограми

При тривалому записі ЕКГ може порушуватися контакт електрод-шкіра. Більшість кардіомоніторів має **схеми для виявлення обриву електрода** (рис. 3.36). Джерело струму з частотою 50 кГц увімкнено паралельно електродам. Якщо контакт порушується через обрив дроту, тоді опір між електродами, а також падіння напруги різко збільшуються. Смуговий фільтр

виділяє сигнал виміру імпедансу, який подається на пороговий детектор. Якщо амплітуда цього сигналу перевищує поріг, включається сигнал тривоги.

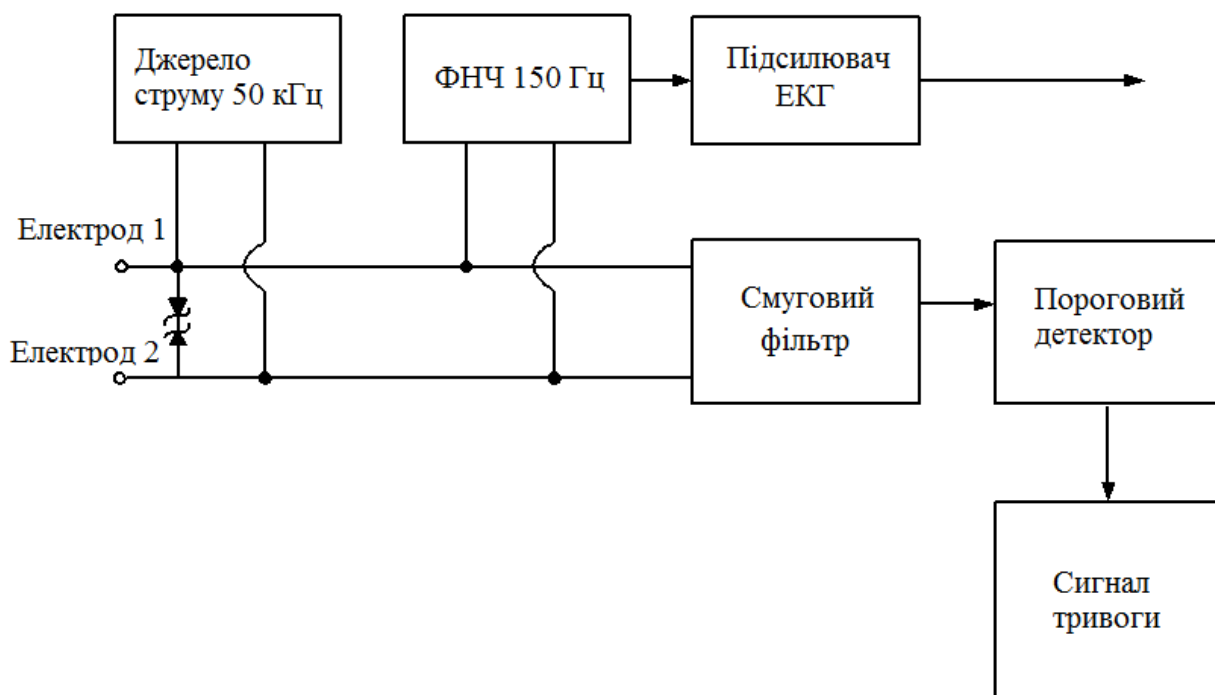


Рис. 3.36. Блок-схема системи для виявлення обриву електрода

Система Cardio Deffender, розроблена Everist Genomics (США) являє собою браслет, що з'єднується з будь-яким смартфоном за допомогою технології Bluetooth (рис. 3.37). За допомогою системи виконується реєстрація, візуалізація та аналіз ЕКГ (ЧСС, поява патологічних зубців).



Рис. 3.46. Смартфон з Bluetooth та програмою SmartHeart, а також спеціальним датчиком в комплекті

**МЕТОДИЧНЕ, ТЕХНІЧНЕ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-АЛГОРИТМІЧНЕ
ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ БЕС ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ
БІОПОТЕНЦІАЛІВ. ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЯ**

4.1. Визначення електроенцефалографії

Електроенцефалографія – найбільш розповсюджений метод діагностування епілепсії. Це метод дослідження головного мозку людини, який ґрунтується на аналізі електричних потенціалів, що виникають в процесі його роботи.

Електроенцефалограма (ЕЕГ) – це результат суперпозиції та просторової фільтрації в тканині мозку елементарних електричних процесів, які проходять у всіх нейронах головного мозку в ході їх життєдіяльності. Багато дослідників вважають ЕЕГ шумоподібним процесом, який загалом відображає сумарну функціональну активність мозку. ЕЕГ являє собою електричні коливання різних амплітуд, частот та просторової локалізації. При класифікації ЕЕГ виділяють три групи:

- нормальна ЕЕГ, яка відповідає віку і функціональному стану пацієнта;
- погранична між нормою та патологією, яка виходить за рамки нормальної, але не містить явної патологічної активності;
- патологічна або аномальна ЕЕГ, яка містить коливання невідповідної частоти, зі зміненою амплітудою, зі зміненим топічним розподілом по поверхні голови.

Застосування ЕЕГ:

- діагностика порушень роботи мозку (клінічні застосування);
- лабораторні дослідження функціонування мозку;
- застосування в терапії в якості сигналу біологічного зворотного зв'язку (biofeedback);

- застосування для розпізнавання думок та намірів в системах взаємодії мозку з комп'ютером (brain-computer-interface).

Одне з найбільш поширених застосувань дослідження ЕЕГ в клініці – для діагностування епілепсій. Епілепсія – це гетерогенна група захворювань, що характеризується повторюваними спонтанними випадками. Обов'язковою умовою є формування морфопатофізіологічного феномена – епілептичного осередку та/або епілептичної системи (групи нейронів, яка здатна до самозбудження та розповсюдження гіперсинхронних розрядів). Епілепсія може виникнути через різноманітні причини, основні з яких:

- генетичні фактори;
- захворювання судин мозку;
- перинатальні ураження мозку;
- черепно – мозкова травма;
- пухлини мозку;
- дегенеративні захворювання;
- інфекція ЦНС.

Дані електроенцефалографічних, клінічних та біохімічних досліджень свідчать, що мозок при епілепсії характеризується змінами будови на макро- та мікрорівні. Відбувається деполяризаційний зсув мембранного потенціалу нейронів, через що вони набувають більшу спроможність до генерування потенціалу дії. Результатом цього є збільшення частки процесів збудження у ЦНС (центральної нервової системі) та розгальмовування шляхів та зв'язків, які у нормі є загальмованими. Через це у синхронні розряди залучаються набагато більші об'єми мозкових структур ніж у нормі. Більш масивні гіперсинхронізовані нейрональні посилки, що циркулюють у мозкових системах в результаті надлишкового синаптичного бомбардування, призводять до подальшого розгальмовування та збудження мозкових систем. Через це відбувається підвищення їх готовності до залучення у синхронізовану активність інших систем мозку.

Коли патологічний процес вже набув достатнього розвитку (пухлини, абсцеси, зони інфаркту, запалення, некроз тканини, набряки) то визначити його локалізацію з допомогою нейровізуалізаційних методів (комп'ютерна томографія, дослідження за допомогою ядерного магнітного резонансу, позитронно-емісійна томографія, оптична томографія) не складає суттєвих труднощів, оскільки ці методи призначені саме для відображення структури тканин. Але зміни у функціонуванні мозку, а саме прояви патологічної нейронної активності, відбуваються ще задовго до появи структурних змін у тканинах мозку. Електроенцефалографія є єдиним засобом дослідження функціонування мозку, тому електроенцефалографічне дослідження є невід'ємною складовою частиною обстеження пацієнта з підозрою на мозкові хвороби. Рання діагностика захворювань мозку допоможе заздалегідь почати лікування та часто дає змогу попередити розвиток хвороби. Електроенцефалографія – найбільш розповсюджений метод діагностування епілепсії.

Перед електроенцефалографією у епілептології ставляться такі задачі:

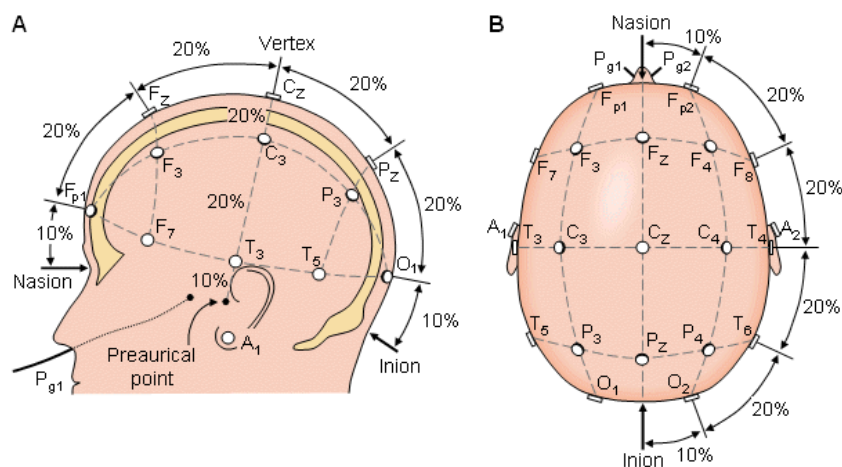
- диференційне діагностування власне епілепсії, тобто підтвердження присутності аномальної для здорового мозку електричної епілептиформної активності;
- визначення типу приступів або форми епілептичного захворювання;
- локалізація фокуса приступової активності у об'ємі мозку та проекції його на поверхню голови;
- моніторинг перебігу хвороби;
- допомога у корегуванні лікування;
- прогноз хвороби.

4.2. Реєстрація ЕЕГ

За способом реєстрації електричної активності мозку виділяють:

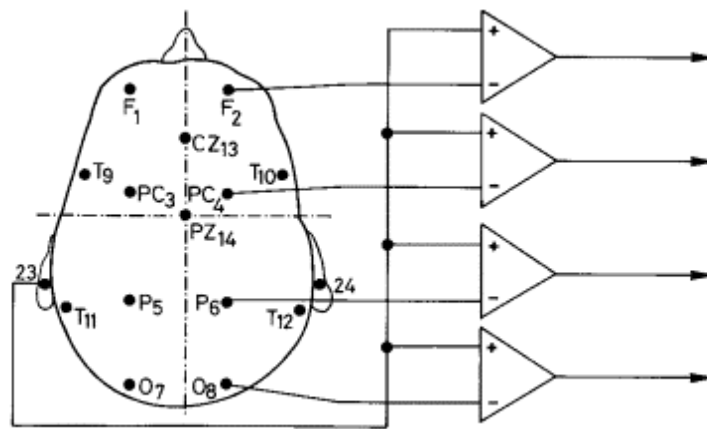
- поверхневу електроенцефалографію, при розташуванні електродів на поверхні скальпу голови. Саме її найчастіше мають на увазі, коли говорять про реєстрацію ЕЕГ;
- кортикографію (ЕКоГ), яка реєструється при накладанні електродів на поверхню кори мозку;
- інтра-краніальну ЕЕГ (іЕЕГ), яка реєструється з мікроелектродів, що занурені в тканину мозку.

Для реєстрації поверхневої ЕЕГ використовують біопотенціальні електроди, що розташовуються на поверхні голови за певною схемою (схемою відведень). Розташування електродів повинно забезпечувати рівномірне покриття поверхні голови, щоб мати змогу реєструвати потенціали від усіх областей кори мозку. Найбільш розповсюдженою системою зараз є міжнародна система 10/20 (рис. 4.1).

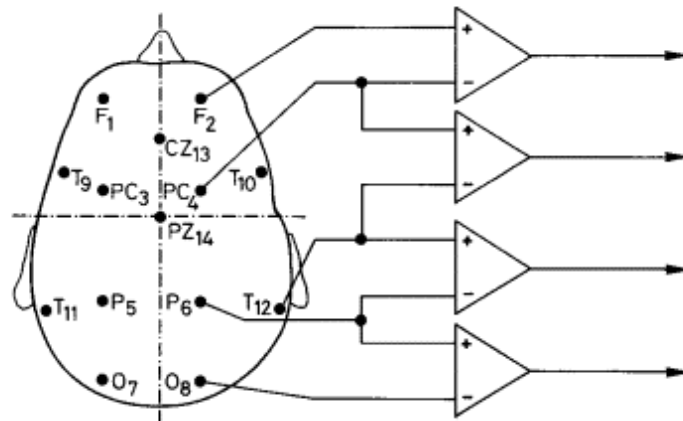


поверхні скальпа над відповідною зоною мозку і іншої точки, умовно прийнятої за індиферентну. За індиферентну точку частіше приймають мочку вуха, на яку закріплюється електрод. Рідше в якості індиферентного електрода використовують сумарний електрод – узагальнене відведення від всіх електродів на скальпі.

При біполярному способі вимірюється різниця потенціалів між електродами, які обидва розташовані над мозком. На рис. 4.2 наведено принципові схеми реєстрації ЕЕГ за монополярною та біполярною схемами, а на рис. 4.3 – загальний вигляд розміщення електродів на поверхні голови.



а)



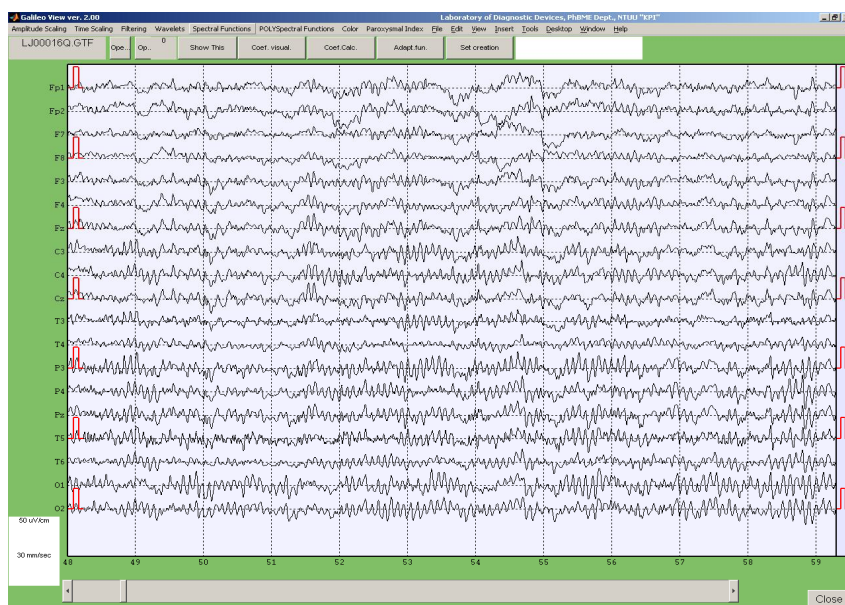
б)

Рис. 4.2. Схеми відведень ЕЕГ: а) монополярна; б) біполярна



Рис. 4.3. Зовнішній вигляд розміщення електродів на поверхні скальпу людини

В результаті реєстрації отримують багатоканальний сигнал ЕЕГ (рис. 4.4).



a)



б)

Рис. 4.4. Сигнал ЕЕГ здорової людини (а) та
ЕЕГ під час епілептичного нападу (б)

4.3. Основні характеристики ЕЕГ

ЕЕГ є багатоканальним низькоамплітудним низькочастотним сигналом. В ЕЕГ виділяють коливання в певних частотних проміжках (ритмах), яким надається діагностичне значення. Інтерпретація характеристик складових частин сигналу ЕЕГ залежить від потужності коливань, топічного розташування по поверхні голови, зв'язку характеристик електричної активності з функціональним станом організму. Приклад зовнішнього вигляду коливань в певних ритмах наведений на рис. 4.5, а характеристика ритмів – в Табл. 4.1.

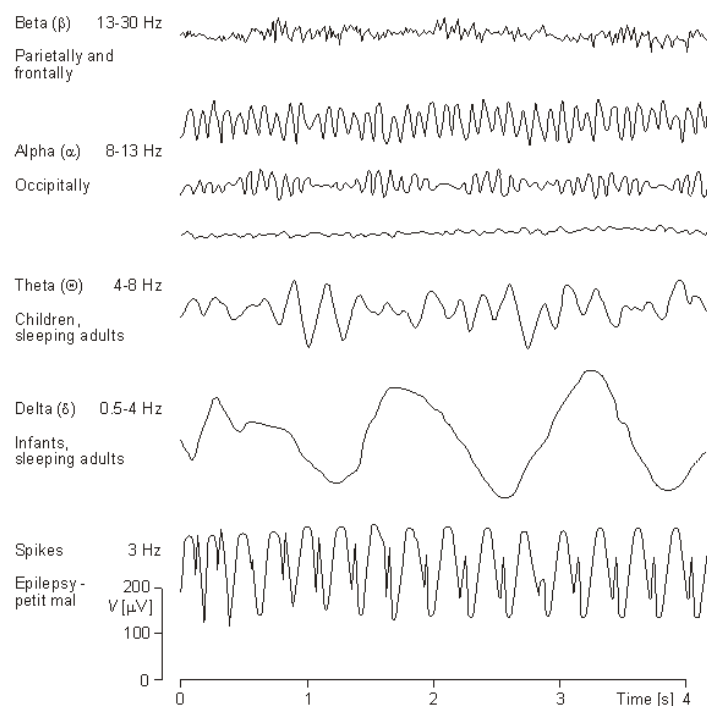


Рис.4.5. Ритми ЕЕГ

Таблиця 4.1 – Ритми ЕЕГ та їх характеристики

Позначення	Частота, Гц	Амплітуда у нормі, мкВ	Короткий опис
Альфа (α) ритм	8 – 13	до 100	Присутній у 85–95% здорових дорослих. Краще виражений у потиличних відділах. Найбільшу амплітуду має у стані спокійного розслаблення із заплющеними очима. При підвищенні рівня функціональної активності мозку амплітуда може зменшитися до нуля.
Бета (β) ритм	14 – 40	від 3–7 до 15	Краще реєструється в області передніх центральних звилин, але розповсюджується також на задні центральні та лобні звилини. Виникає під час рухової активації та тактильної стимуляції, а також при розумовій активності.
Гамма (γ) ритм	40 – 70	5–7	Ритм не має суттєвого клінічного значення сам по собі, і для його ідентифікації рекомендується використання терміну “високочастотний бета-ритм”.
Дельта (δ) активність	0.5 – 3	до 100	Активність у цьому інтервалі частот є патологічною, якщо вона разом із θ-

			активністю займає більше 15% загального часу реєстрації. Вказує на зниження рівня функціональної активності мозку.
Мю (μ) ритм	8 – 13	до 50	Розподілений аналогічно розподілу бета-ритму. Активується під час розумового навантаження, реального або уявного руху та психічної напруженості. Використовується в системах зв'язку мозок-комп'ютер. Розповсюдження μ -ритму співпадає з зоною кровопостачання середньої мозкової артерії та моторною корою.
Тета (θ) активність	4 – 6	Більше 40	Часто перевищує амплітуду нормальної електричної активності мозку, досягаючи під час деяких патологічних станів амплітуд до 300 мкВ та більше.

4.4. Артефакти при реєстрації ЕЕГ

На тлі фонові активності часто присутні артефакти різного походження, які ускладнюють діагностику (рис. 4.6). Серед фізичних артефактів найбільш явно виражені мережеві завади, нестабільність контакту або рух електрода, поляризація електрода або накопичення зарядів на тілі пацієнта. До артефактів фізіологічного походження відносяться такі:

1. Потенціали, обумовлені активністю м'язів – електроміограма. Вона являє собою нерегулярну електричну активність змінної частоти в межах 15 – 100 Гц. Її амплітуда пропорційна ступеню напруженості м'яза та відстані від нього до робочого електрода на поверхні скальпу. Наявність цих артефактів у сигналі ЕЕГ залежить від активності м'язів шиї, жувальної та мимічної мускулатури. У відповідності до цього електроміографічна активність може бути виражена у потиличних, скроневих або лобних відведеннях.

2. Потенціали електрокардіограми. Вони зазвичай мають характерну форму QRS-комплексу та з'являються через рівні проміжки часу, які відповідають періоду серцевих скорочень.

3. Потенціали, пов'язані з рухом очей – електроокулограма. Вони супроводжують рух очних яблук та зміну орієнтації електричної вісі ока. Вони мають форму моно- або двофазних коливань частотою від 1 до 6 Гц.

4. Потенціали, пов'язані з ковтальними рухами. Вони являють собою високоамплітудні дво- або поліфазні коливання частотою 0.5 – 2 Гц, які при монополярному варіанті відведення ЕЕГ зазвичай розповсюджуються по всім каналам.

5. Потенціали, пов'язані зі зміною фізіологічного стану шкіри. Їх поява обумовлена кількома факторами, головними з яких є різниця потенціалів між поверхнею та глибокими шарами шкіри, активність потових залоз, коливання кровообігу у шкірі та зміна через це її опору. Потенціали, що виникають при цьому, розповсюджуються по всім відведенням у вигляді синхронних коливань високої амплітуди з частотою 0.2 – 1 Гц. Іноді вони мають вигляд дрейфу ізоелектричної лінії, на який накладається сигнал ЕЕГ.

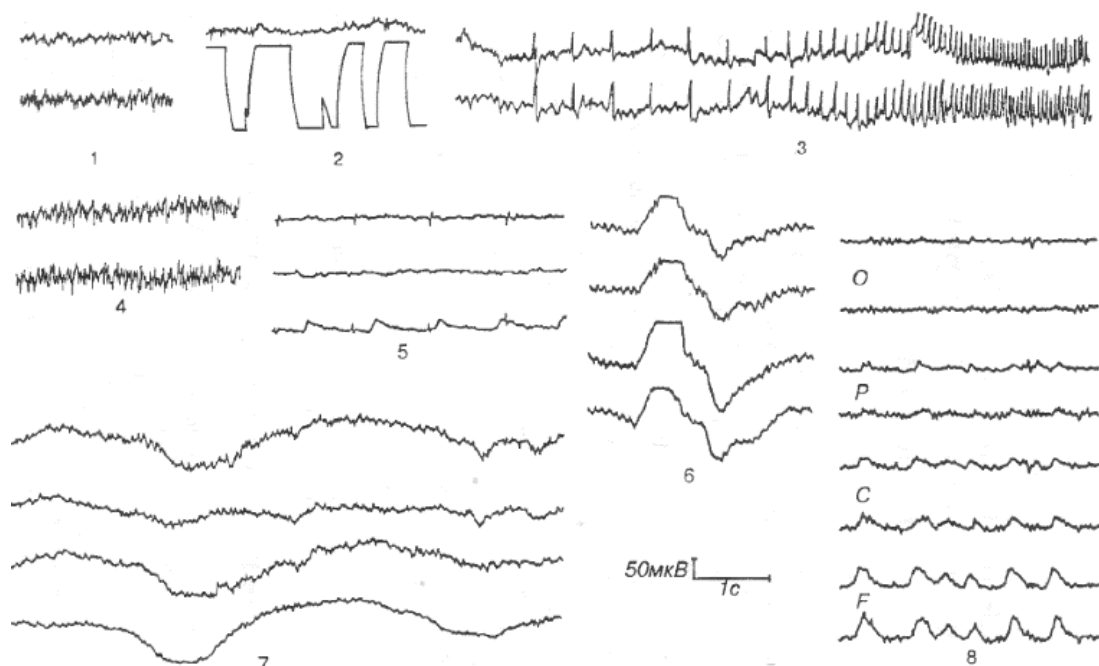


Рис. 4.6. Приклади артефактів ЕЕГ: 1 – мережева перешкода 50 Гц в нижньому каналі; 2 – артефакт руху електрода в нижньому каналі; 3 – наводка від лампи фотостимулятора зі змінною частотою; 4 – артефакт електроміограми; 5 – артефакт ЕКГ; 6 – артефакт ковтального руху гортані; 7 – артефакт шкірно-гальванічного потенціалу; 8 – артефакт руху очей

4.5. Основні методи аналізу ЕЕГ

Спектральний та спектрально-часовий аналіз

Для аналізу результатів рутинних досліджень ЕЕГ в клініці в основному використовують спектральний аналіз ЕЕГ. Він дозволяє визначити потужність кожного ритму ЕЕГ в кожному відведенні, а також визначити, яким анатомічним чи функціональним областям мозку відповідає більш чи менш потужні коливання (рис. 4.7).

Моніторинг спектральної потужності використовують для оцінки стану хворих в тривалому коматозному стані або при лікувальних впливах. Поточні оцінки спектральної потужності в основних діапазонах ЕЕГ є базою для автоматичного аналізу ЕЕГ нічного сну. Спектральні характеристики також використовують для оцінки впливу хронічного прийому психотропних препаратів, прогнозу при порушеннях мозкового кровообігу, гепатогенної енцефалопатії, для покращення діагностики деяких психоневрологічних розладів, отримання критеріїв дозрівання мозку.

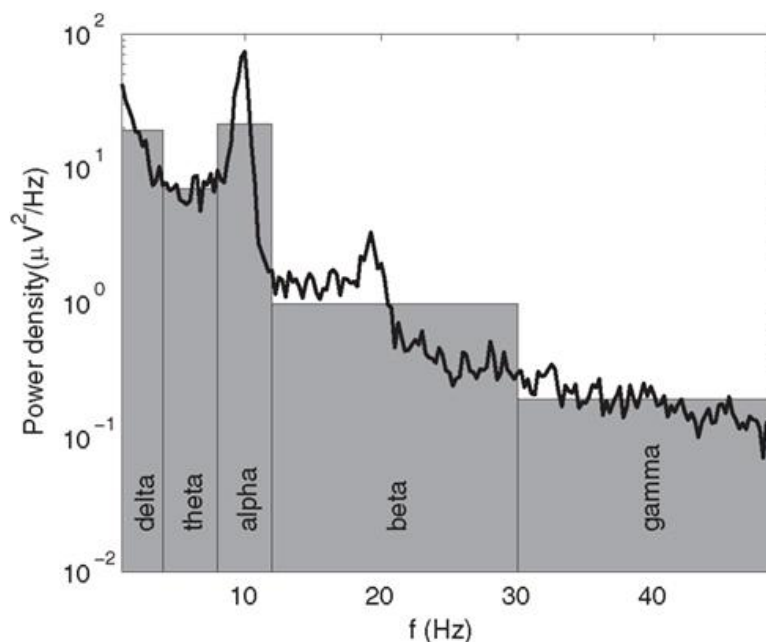


Рис.4.7. Приклад розподілу потужності ритмів ЕЕГ

Певною мірою можна замінити аналіз спектру кожного каналу ЕЕГ аналізом топографічних карт розподілу потужності по смугах спектра по поверхні голови (рис. 4.8). Часто будують похідні від цих величин канонोगрами

(відношення сум потужностей в різних діапазонах частот, наприклад $\alpha + \beta / \delta + \theta$) або ж розподілу амплітуд деяких феноменів в ЕЕГ, в першу чергу епілептиформної активності. Для досліджень функціонування мозку топографічні карти розподілу потужностей або інших величин можуть суміщатися із функціональними зонами кори (рис. 4.8).

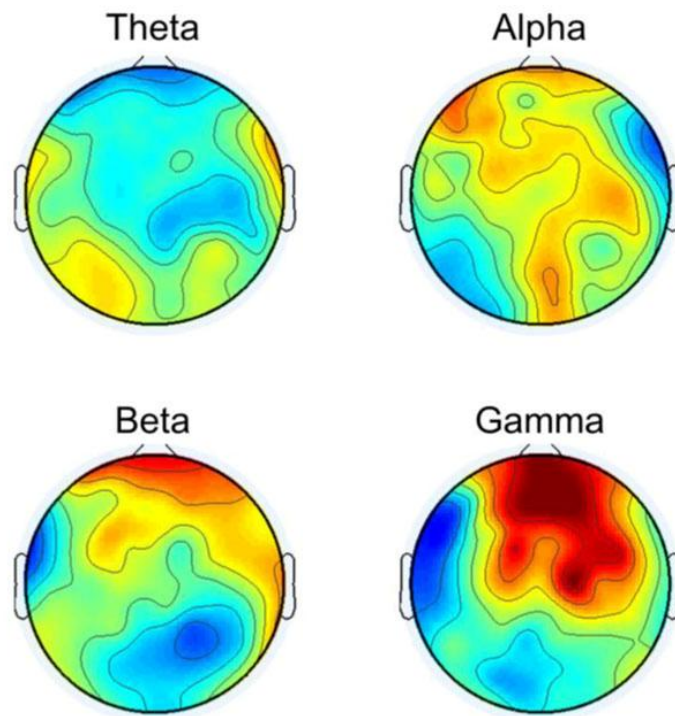


Рис.4.7. Приклад розподілу потужності ритмів ЕЕГ

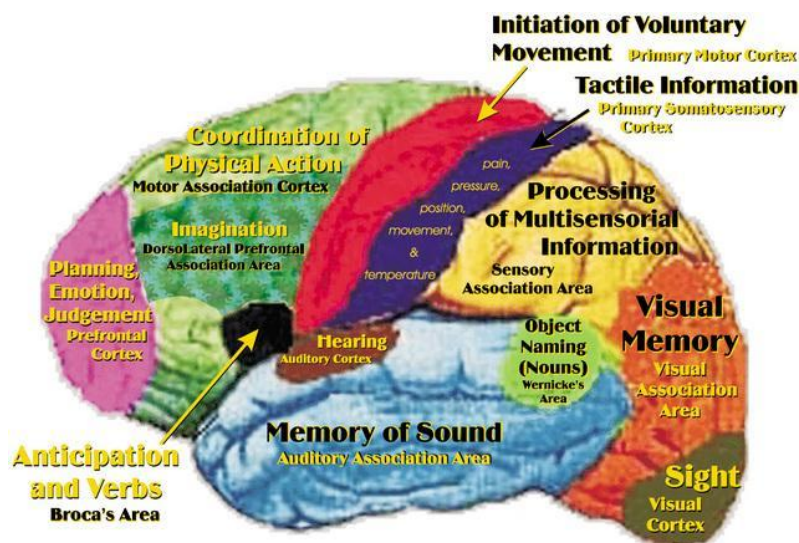


Рис. 4.8. Функціональні зони кори головного мозку

Для того, щоб досліджувати залежність потужності ритмів від часу, використовується спектрально-часовий аналіз за Фур'є. При цьому досліджується, які ділянки мозку генерують активність на яких частотах; також можна визначити, які зміни відбуваються в потужностях ритмів при функціональних або когнітивних пробах. Наприклад, на рис. 4.9 наведено спектрограму одного каналу ЕЕГ при закриванні очей. Видно, що після закриття очей більш потужними стають коливання в околі 10 Гц.

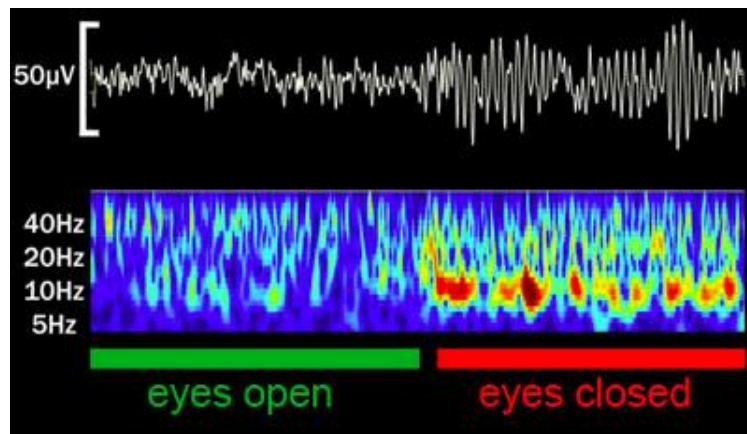


Рис. 4.9. Спектрограма при закриванні очей

4.6. Застосування аналізу ЕЕГ для прогнозування епілептичних нападів

Епілепсія – це хвороба, яка виникає в результаті надмірної патологічної електричної активності окремих частин головного мозку, що приводить до періодичних судомних нападів. Епілепсія є одним з найбільш розповсюджених неврологічних захворювань в світі, на яке страждає приблизно 1% населення планети будь-якого віку. Специфікою захворювання є періодичність нападів на фоні загального благополуччя та відсутності клінічних симптомів, неможливість для лікаря в більшості випадків безпосередньо бачити напад, а також, амнезія, яка супроводжує напад та ускладнює, а в ряді випадків і унеможливорює проведення діагностики без допомоги електроенцефалографії.

Саме тому при епілепсії електроенцефалографічне дослідження має особливо велике діагностичне значення.

Основним способом лікування епілепсії сьогодні є медикаментозне лікування. При такому методі лікування пацієнтам необхідно протягом тривалого часу кожного дня приймати фіксовану дозу протисудомних ліків задля забезпечення постійної концентрації ліків у крові. В той самий час, приблизно третина хворих на епілепсію у світі резистентна до медикаментозної терапії. У випадку, коли напади не можуть бути контрольовані, хворі на епілепсію мають безліч обмежень у соціальній та багатьох інших сферах життя, що неминуче призводить до значного зниження якості життя хворих. Для таких хворих може бути запропоновано хірургічний спосіб лікування. Але у випадках коли існує декілька локальних фокусів епілептичної активності або при деяких видах епілепсії, хірургічне втручання може бути неефективним.

Задля підвищення якості життя хворих, в яких неможливо повністю припинити напади, розробляються прилади, які здатні попередити про можливість нападу або завадити початку нападу. В наш час підтвердженим методом для усунення нападів є стимуляція блукаючого нерву (VNS – vagus nerve stimulation). Досвід у застосуванні прямої стимуляції мозку та стимуляції блукаючого нерву показує значно меншу шкоду в порівнянні з медикаментозним лікуванням.

Причиною недостатньої ефективності заходів щодо зменшення кількості епілептичних нападів може бути відсутність адаптивних методів прогнозування нападів, адже в більшості існуючих пристроїв ведеться неперервна стимуляція, параметри якої підбираються лікарем для кожного пацієнта індивідуально. Також, задача попередження про можливість нападу є актуальною у випадку, коли неможливо йому завадити. Успішне прогнозування епілептичних нападів дасть можливість для покращення існуючих та розробки нових стратегій лікування епілепсії та розуміння природи епілепсії взагалі.

При прогнозуванні епілептичних нападів найбільшу увагу приділяють аналізу сигналів електроенцефалограм та інтракраніальних електроенцефалограм (іЕЕГ).

Прогнозування нападів

Під прогнозуванням епілептичних нападів розуміється ідентифікація часу, коли найбільш вірогідний початок нападу. В порівнянні з сигналами ЕЕГ, іЕЕГ містять значно меншу кількість перешкод в сигналі і мають значно більше відношення сигнал/шум. Використання саме сигналів ЕЕГ для прогнозування епілептичних нападів пов'язано з тим, що вони є найбільш доступною характеристикою діяльності мозку.

Сигнал ЕЕГ можна умовно розділити на три періоди: між нападами, перед нападом та період нападу. Період між нападами є періодом, в якому немає проявів епілептичного нападу та не містить ознак наближаючогося нападу. Під періодом сигналу перед нападом розуміється такий період, в якому можна знайти ознаки нападу що наближається. Період нападу – період сигналу ЕЕГ, під час якого відбувається напад.

У більшості запропонованих нині методах прогнозування епілептичних нападів застосовується аналіз сигналу в ковзному вікні. Вибір довжини вікна залежить від методу виділення ознак і може варіюватися від долі секунди до декількох годин, але найчастіше складає приблизно 10-40 секунд.

Система прогнозування епілептичних нападів складається з таких основних блоків: блок попередньої обробки сигналу, блок виділення ознак, блок вибору та обробки ознак, блок класифікації на основі ознак та блок постобробки результатів (рис. 4.10).

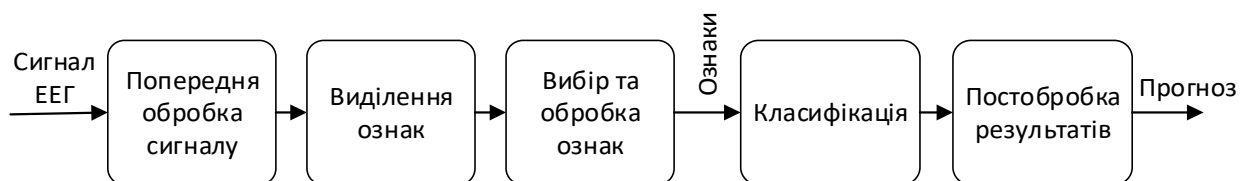


Рис. 4.10. Структурна схема системи прогнозування епілептичних нападів

В кожному блоці системи застосовуються різні методи аналізу сигналів. Результат прогнозування залежить від властивостей цих методів, їх обмежень та способу їх використання в поєднанні один з одним.

Попередня обробка сигналу

При попередній обробці сигналу ЕЕГ для прогнозування епілептичних нападів використовуються фільтри для зменшення впливу мережевої перешкоди на сигнал та для позбавлення сигналу від постійної складової. Варто зауважити, що при прогнозуванні нападів ознаки можуть бути отримані одночасно з монополярних відведень сигналу, біполярних та похідної сигналу. При реєстрації сигналу з монополярним способом відведень один з кожної пари електродів розміщується над відповідною ділянкою мозку, а другий є віддаленим від мозку референтом. Часто загальним референтом виступає об'єднаний вушний референт. При біполярному відведенні обидва електроди розташовуються над мозком і реєструється різниця потенціалів цих двох областей. На практиці частіше використовуються монополярні відведення так як сигнал, зареєстрований таким чином можна легко перерахувати у біполярні відведення.

Методи виділення ознак

Під ознакою розуміється кількісна або якісна характеристика сигналу, яка може бути використана для прогнозування нападів. Виділення ознак полягає в розрахунку параметрів сигналу ЕЕГ, які будуть використані для подальшої класифікації та прогнозування. При прогнозуванні епілептичних нападів на основі аналізу сигналу ЕЕГ може бути одночасно використано велику кількість ознак. Ознаки можуть бути отримані як незалежно одна від одної, так і декілька методів виділення можуть бути поєднані в один (наприклад, отримання ознак після вейвлет перетворення). Далі наведено опис ознак, які найчастіше застосовуються при прогнозуванні епілептичних нападів.

Аналіз сигналу в часовій області

Аналіз енергії сигналу. Метод базується на аналізі середньої енергії сигналу, яка визначається як:

$$E[n] = \frac{1}{N} \sum_{i=1+(n-1)(N-D)}^{n(N-D)+D} x[i]^2$$

де E – енергія сигналу, x – відліки вхідного сигналу, N – кількість відліків у вікні спостереження, D – зсув вікна.

Було запропоновано використовувати відношення між коротко тривалою енергією (КТЕ – середня енергія в інтервалі довжиною 1 хвилина) та довго тривалою енергією (ДТЕ – середня енергія в інтервалі довжиною 20 хвилин). Хоча метод і показав певні перспективи у виявленні провісників нападу в ЕЕГ при деяких умовах, в багатьох роботах зазначається його низька ефективність.

Довжина кривої. Довжина кривої CL в дискретному вигляді розраховується як:

$$CL[n] = \sum_{i=1+(n-1)(N-D)}^{n(N-D)+D} |x[i-1] - x[i]|$$

де x – відліки вхідного сигналу, N – довжина вікна спостереження у відліках, D – перекриття вікон.

Довжину кривої, як ознаку для прогнозування нападів, було використано разом з середньою та нелінійною енергією сигналу, спектральною ентропією та іншими ознаками. З поєднанням цих ознак з генетичними алгоритмами для вибору ознак та імовірнісною нейронною мережею для класифікації було досягнуто чутливості прогнозування 62,5% та специфічності 90,47%.

Нелінійна енергія. Нелінійна енергія NE сигналу визначається як:

$$NE[n] = x^2[n] - x[n-1] \cdot x[n+1]$$

де x – відліки вхідного сигналу.

Отримані значення NE потім осереднюється з використанням вікна Ханна:

$$ANE[n] = \frac{1}{N} \sum_{i=1+(n-1)(N-D)}^{n(N-D)+D} NE_w[i]$$

де N – довжина вікна спостереження у відліках, D – перекриття вікон у відліках.

Евклідова відстань. Евклідова відстань ED є мірою схожості двох послідовностей X та Y і визначається як

$$ED_{xy} = \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2}$$

де N - кількість відліків у досліджуваних послідовностях.

Аналіз сигналу після перетворення

Результат перетворення може бути як ознакою або набором ознак, так і лише частиною методу виділення ознак з подальшим послідовним застосуванням інших методів виділення ознак.

Спектральний аналіз. Методи виділення ознак, які базуються на спектральному аналізі сигналу, мають на основі припущення, що існує відмінність між спектральними складовими періодів сигналу між нападами, перед нападами та під час нападів. Ознаками вважаються частотні складові сигналу, які змінюються при переході від одного стану до іншого. Для аналізу може використовуватись безпосередньо сигнал ЕЕГ, сигнал, перерахований у біполярні відведення, та перша похідна сигналу. Розрахунок спектральної потужності проводився кожні 10 секунд у вікні довжиною 20 секунд з розбиттям спектру сигналу на дев'ять ритмів. Виділені ознаки потім класифікувались за допомогою методу опорних векторів. Можна показати, що саме таке поєднання лінійного методу виділення ознак та нелінійного методу класифікації дозволяє отримати високу чутливість прогнозування 97,5%.

Через необхідність враховувати обмеження в частотній та часовій роздільній здатності, замість спектрального аналізу часто використовують вейвлет-аналіз.

Вейвлет-аналіз. Вейвлет-перетворення – представлення сигналу у вигляді суми функцій-вейвлетів, кожна з яких є розтягнутою або стиснутою та зміщеною в часі копією єдиної материнської вейвлет-функції. В переважній більшості випадків використовується вейвлет-розклад в ортогональному базисі $\psi_{m,n}(x)$, утвореному за допомогою зсуву та масштабування материнської функції:

$$\psi_{m,n}(x) = 2^{-\frac{m}{2}} \psi(2^{-m}x - n)$$

де m та n – цілі числа. Завдяки накладенню умови ортонормованості, коефіцієнти вейвлет-розкладу сигналу можуть бути легко отримані за формулою

$$c_{m,n} = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x) \psi_{m,n}(x) dx$$

і формула

$$f(x) = \sum_{m,n} c_{m,n} \psi_{m,n}(x)$$

може бути використана для відновлення $f(x)$ за допомогою коефіцієнтів розкладу.

При застосуванні вейвлет аналізу найважливішим аспектом є підбір материнської функції для конкретної задачі. Так, в деяких роботах для виділення ознак використали 5-рівневе вейвлет-перетворення з материнською функцією Добеши-4 для двох-секундних епох двох каналів ЕЕГ. Далі безпосередньо з вейвлет коефіцієнтів було отримано три ознаки: відносна середня амплітуда, відносна масштабна енергія та коефіцієнт варіації амплітуди. Також, для вирішення задачі прогнозування епілептичних нападів можлива розробка спеціальної материнської функції.

Оцінка синхронізації

Фазова синхронізація. Фазова синхронізація визначається як сталість різниці фаз між двома коливаннями $a(t)$ та $b(t)$, які характеризують роботу систем:

$$|\varphi_a(t) - \varphi_b(t)| = \text{const}$$

де $\varphi_a(t)$ та $\varphi_b(t)$ - фази коливань $a(t)$ та $b(t)$ відповідно.

Чисельною характеристикою фазової синхронізації є коефіцієнт фазової синхронізації (КФС), який описує рівень синхронності зміни фаз та стабільність різниці фаз для двох сигналів в певному частотному діапазоні. КФС можна розрахувати за формулою:

$$PLV(f, t) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |e^{j\theta_n(f, t)}|,$$

де PLV - коефіцієнт фазової синхронізації (КФС);

N – кількість вимірювань сигналу, які використовуються;

f – частота, на якій досліджується синхронізація;

t – момент часу, для якого розраховують миттєві фази;

$\theta_n(f, t) = \phi_{1n}(f, t) - \phi_{2n}(f, t)$ – різниця фаз для n -ої пари сигналів на частоті f в момент часу t .

Таку оцінку фазової синхронізації було застосовано для сигналів ЕЕГ, які містять 14 нападів з 10 пацієнтів з фокальною лобною епілепсією. Так, для 12 з 14 нападів прогнозування з використанням коефіцієнту фазової синхронізації було успішним та мало доволі велику специфічність на інтервалах без нападів, середній час прогнозування до нападу становив в середньому 86 хвилин.

Синхронізація затримок. Синхронізація затримок визначається як такий стан двох систем, коли стани цих систем $s_a(t)$ і $s_b(t)$ є затриманими один відносно одного на τ :

$$s_a(t + \tau) = s_b(t).$$

Мірою такої синхронізації є лінійна кросс-кореляційна функція, яка визначається як

$$corr(s_a, s_b)(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} s_a(t + \tau) s_b(t) dt$$

і приймає максимальні значення для таких τ , коли сигнали $s_a(t)$ і $s_b(t + \tau)$ є найбільш схожими. На практиці, задля незалежності кросс-кореляційної функції від дисперсії сигналів, використовується нормована кросс-кореляційна функція

$$C(s_a, s_b)(\tau) = \left| \frac{corr(s_a, s_b)(\tau)}{\sqrt{corr(s_a, s_a)(0) \cdot corr(s_b, s_b)(0)}} \right|$$

І максимум лінійної кросс-кореляції визначається як

$$C_{\max} = \max \{ C(s_a, s_b)(\tau) \} ,$$

де $C_{\max} = 1$ означає, що дві системи точно задовольняють критерію синхронізації затримок, а для несинхронних систем значення C_{\max} є близьким до нуля.

Максимум лінійної кросс-кореляції також було використано і порівняно з коефіцієнтом фазової синхронізації цей параметр дав приблизно такі ж самі результати та середній час прогнозування до нападу становив 102 хвилини.

Ентропійний аналіз

Спектральна ентропія. Спектральна ентропія SE дозволяє оцінити вклад в ентропію окремих частотних складових сигналу і отримується з дискретного перетворення Фур'є:

$$SE[n] = - \sum_{i=1+(n-1)(N-D)}^{n(N-D)+D} P[i] \log_2 P[i]$$

де

$$P[i] = \left(\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-\frac{2\pi j i n}{N}} \right)^2$$

де x – відліки вхідного сигналу, N – довжина вікна спостереження у відліках.

Ентропія перестановок. Ентропія перестановок — це характеристика хаотичності сигналу та неупорядкованості його значень, яка визначається на основі підходів символічної динаміки. Ентропія перестановок визначається як:

$$H_x(n) = - \sum_{\pi=1}^{n!} p(\pi) \ln p(\pi)$$

де сума проходить по $n!$ перестановкам π порядку n . $H_x(n)$ може мати значення від 0 до $\log(n!)$ і чим більшим є значення, тим більш випадковою є часова послідовність.

В деяких роботах було проаналізовано сигнали ЕЕГ людей, хворих на епілепсію, та сигнали здорових людей. Було визначено, що зазначається висока чутливість ентропії перестановок до наближаючогося нападу для каналів сигналу, які вимірюються з фронтальних ділянок голови, в той час, як у сигналах здорових людей подібних явищ не було виявлено.

Аналіз у фазовому просторі

Показник Ляпунова. Показник Ляпунова є нелінійною мірою середньої швидкості дивергенції/конвергенції двох сусідніх траєкторій в динамічній системі і залежить від чутливості початкових умов. Кількісно міра відстані між двома траєкторіями у фазовому просторі з початковою відстанню ΔZ_0 може бути описана як:

$$|\Delta Z(t)| \approx e^{\lambda t} |\Delta Z_0|$$

де λ - показник Ляпунова. Позитивний знак показника Ляпунова означає, що траєкторії сходяться, що зазвичай приймається як ознака того, що система є хаотичною. Кількість показників Ляпунова дорівнює кількості вимірів у фазовому просторі.

Кореляційна розмірність. Кореляційна розмірність є мірою того, наскільки близько в деякому просторі знаходяться фазові траєкторії для деякої системи. (розмірності простору, зайнятого набором випадкових точок,) і визначається як

$$D_2 = \lim_{N \rightarrow \infty} \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{d \ln C(\varepsilon)}{d \ln \varepsilon}$$

де $C(\varepsilon)$ є кореляційною сумою, яка визначається як

$$C(\varepsilon) = \frac{1}{N^2} \sum_{\substack{i,j=1 \\ i \neq j}}^N \Theta(\varepsilon - \|\bar{x}(i) - \bar{x}(j)\|)$$

де N - кількість станів $\bar{x}(i)$, ε - порогова відстань, $\|\cdot\|$ - норма (наприклад, евклідова), $\Theta(\cdot)$ - функція Хевісайда.

Отримання ознак на основі моделювання

Авторегресійне моделювання. Авторегресійне моделювання застосовується для розрахунку полюсів предиктора за допомогою отриманих з моделі коефіцієнтів прогнозу. Розташування полюсів на z - та s -площинах описується як функція від часу з кроком 0.1 с. У 10 з 12 пацієнтів, хворих на епілепсію, та в 25 з 28 записів таке представлення полюсів предиктора виявило специфічний паттерн, пов'язаний з початком нападу. Траєкторія «найбільш рухливого полюсу» протягом періоду перед нападом дозволяє прогнозувати напад за декілька секунд.

Методи вибору та обробки ознак

Вибір ознак полягає у виборі з усіх виділених ознак саме тих, за допомогою яких буде здійснюватися прогнозування. Блок вибору ознак може бути відсутній, оскільки для багатьох методів виділення ознак подальший вибір ознак для коректної класифікації не потрібне. Також, блок вибору ознак може бути суміщеним з блоком класифікації (наприклад, при використанні нейронних мереж). Обробка ознак проводиться при необхідності їхнього поліпшення задля подальшого аналізу і, зазвичай, використовує стандартні методи обробки сигналів, такі як згладжування сигналу, нормалізація та інші. Тому далі розглянемо лише методи вибору ознак.

Генетичні алгоритми. Генетичні алгоритми працюють по аналогії до біологічної еволюції. На виході генетичних алгоритмів кожен результат має вигляд потоку бітів, який називається «хромосомою». Кожна хромосома складається з рядів бітів або «генів», зміст яких називається алелями. Така хромосома використовується для того, щоб визначити значущі ознаки з набору всіх ознак. Прикладом застосування генетичних алгоритмів для вибору ознак при прогнозуванні епілептичних нападів є робота, в якій хромосома складалася з чотирьох генів, які, в свою чергу, містили інформацію про: 1) канали сигналу; 2) ознаки першого рівня; 3) ознаки другого рівня; 4) ознаки третього рівня. Ефективність кожної ознаки визначається за допомогою роздільного відношення Фішера (Fisher's discriminant ratio) для двох класів: стан перед нападом і стан, коли напад не очікується. Роздільне відношення Фішера FDR для k -ї ознаки визначається як

$$FDR_k = \sum_{i=1}^N \sum_{j=i+1}^N \frac{(\mu_k^i - \mu_k^j)^2}{(\sigma_k^i)^2 + (\sigma_k^j)^2},$$

де N - кількість класів, μ_k^i - середнє значення k -ї ознаки i -го класу, σ_k^i - стандартне відхилення k -ї ознаки i -го класу.

Методи класифікації. В блоці класифікації визначається приналежність обраних ознак до деяких класів, на основі чого визначається імовірність нападу в деякому інтервалі часу в майбутньому та приймається рішення про попередження про напад, що наближається.

Порогові методи класифікації. Найпростішими методами класифікації ознак є методи порогової класифікації. Такі методи базуються на виборі деякого порогового значення ознаки, при перевищенні якого вважається, що наближається напад.

Класифікація на основі формули Баєса. Формула Баєса використовується для оцінки імовірності деякої події на основі експериментальних даних. При прогнозуванні епілептичних нападів під подією розуміється прояв нападу, а спостережуваною подією є ознаки. Тому, в такому випадку формула Баєса прийме вигляд

$$P(\text{напад} | \text{ознаки}) = \frac{P(\text{ознаки} | \text{напад})P(\text{напад})}{P(\text{ознаки})}$$

$$P(\text{не-напад} | \text{ознаки}) = \frac{P(\text{ознаки} | \text{не-напад})P(\text{не-напад})}{P(\text{ознаки})}.$$

Метод опорних векторів. Метод опорних векторів використовується для вирішення задачі класифікації при наявності двох класів. Ідея полягає у розташуванні вхідних векторів у високо-розмірному просторі ознак. Далі в такому просторі ознак будується поверхня таким чином, щоб досягнути якомога вищої роздільності ознак. Метод опорних векторів є одним з найпотужніших засобів в обробці сигналів та машинному навчанні. Цей метод найчастіше використовують для класифікації ознак при прогнозуванні епілептичних нападів. Метод опорних векторів може використовувати різні ядра, наприклад, ядро Гауса:

$$K(x, y) = \exp\left(-\frac{|x - y|^2}{2\sigma^2}\right),$$

де σ - коефіцієнт масштабу, вектори x та y - вектори ознак.

Згорткові мережі. Згорткові мережі є здатними до тренування, багат шаровими нелінійними системами, які створені для виділення та класифікації високо-розмірних патернів із зображень та багатовимірних часових послідовностей. Вони можуть розглядатись як багат шарові нейронні мережі, в яких кожен шар представляє собою банк фільтрів з фінітною імпульсною характеристикою. Було проведено порівняння результатів використання методу опорних векторів та згорткової мережі для прогнозування епілептичних нападів на основі аналізу сигналу іЕЕГ. В результатах роботи зазначається, що при використанні згорткової мережі було досягнуто нульової кількості помилкових прогнозів для 20 пацієнтів з 21, в той час як метод опорних векторів дав такий результат тільки для 11. Але варто зазначити, що метод опорних векторів показав найкращий результат на тому сигналі, на якому використання згорткової мережі дало незадовільний результат.

МЕТОДИЧНЕ, ТЕХНІЧНЕ ТА ІНФОРМАЦІЙНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ ЕЛЕКТРОННИХ СИСТЕМ ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ДАНИХ ПРО ТИСК КРОВІ

5.1. Методи вимірювання артеріального тиску

Артеріальний тиск є найважливішим параметром системи кровообігу. Під ним розуміють тиск, що створюється кров'ю в артеріях, з урахуванням судинного тону.

Розрізняють два показники артеріального тиску:

Систолічний (верхній) артеріальний тиск - це рівень тиску крові в момент максимального скорочення серця.

Діастолічний (нижній) артеріальний тиск - це рівень тиску крові в момент максимального розслаблення серця.

Інвазивний (прямий) метод вимірювання артеріального тиску (АТ) застосовується тільки в стаціонарних умовах при хірургічних втручаннях, коли введення в артерію пацієнта зонда з датчиком тиску необхідно для безперервного контролю рівня тиску. Перевагою цього методу є те, що тиск вимірюється постійно, при цьому будується крива тиск/час. Однак пацієнти з інвазивним моніторингом АТ вимагають спостереження через небезпеку розвитку важкої кровотечі у випадку від'єднання зонда, утворення гематоми або тромбозу в місці пункції, приєднання інфекційних ускладнень.

Більш розповсюдженими в клінічній практиці є *неінвазивні методи* визначення АТ. Залежно від принципу, покладеного в основу їхньої роботи, розрізняють: пальпаторний, аускультативний, осцилометричний методи.

Пальпаторний метод припускає поступову компресію або декомпресію кінцівки в області артерії та пальпацію її нижче місця здавлювання. Систолічний АТ (САТ) визначається по тиску в манжеті, при якому з'являється

пульс, діастолічний АТ (ДАТ) – в момент, коли пульс помітно знижується або виникає прискорення пульсу.

Аускультативний метод вимірювання АТ було запропоновано в 1905 р. Н.С. Коротковим. Типовий прилад для визначення тиску по методу Короткова (сфігмоманометр або тонометр) складається з пневмоманжети, груші для нагнітання повітря з регульованим клапаном для втравлювання та пристрою, що вимірює тиск в манжеті. Використовуються ртутні, стрілочні або електронні манометри. Вислуховування проводиться стетоскопом або мембранним фонендоскопом з розташуванням чутливої головки біля нижнього краю манжети над плечовою артерією без значного тиску на шкіру. САТ визначають при декомпресії манжети в момент появи першої фази тонів Короткова, а ДАТ – в момент їхнього зникнення.

Аускультативна методика визнана МОЗ як референтний метод неінвазивного визначення АТ, незважаючи на трохи занижені значення для САТ і завищені – для ДАТ у порівнянні з цифрами, отриманими шляхом інвазивного вимірювання. Важливими перевагами методу є більш висока стійкість до порушень ритму серця та рухів руки під час вимірювання. Однак метод також має ряд істотних недоліків, пов'язаних з високою чутливістю до шумів у приміщенні, перешкод, що виникають при терті манжети об одяг, а також необхідності точного розташування мікрофона над артерією. Точність реєстрації АТ істотно знижується при низькій інтенсивності тонів, наявності "аускультативного провалу" або "нескінченного тону". Похибка вимірювання АТ цим методом складається з похибки самого методу, похибки манометра, а також точності визначення моменту зчитування показників, становлячи 7-14 мм рт. ст.

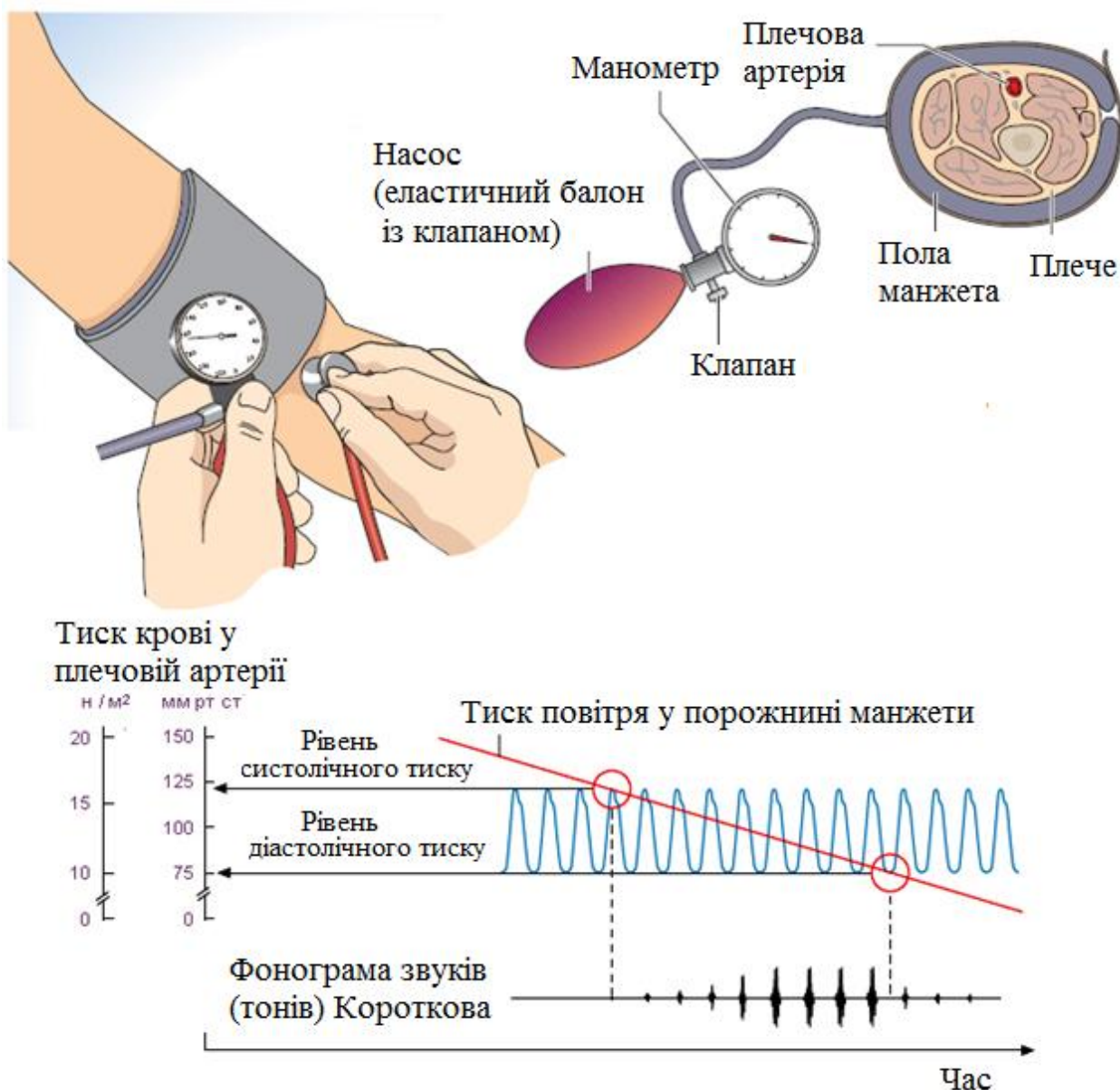


Рис. 5.1. Аускультативна методика вимірювання артеріального тиску

Використання *осцилометричного принципу* дозволяє оцінити рівень тиску не тільки на рівні плечової та підколінної артерій, але й на інших артеріях кінцівок. Це стало причиною створення цілої серії професійних і побутових вимірювальних приладів з фіксацією на плечі чи зап'ясті, спростило вимірювання рівня АТ в амбулаторних умовах, у дорозі, і т.п. Застосування осцилометричного методу дає можливість зменшити вплив людського фактора на процес реєстрації тиску, що дозволяє знизити похибку вимірювання.

Осцилометрична методика вимірювання артеріального тиску припускає, що зниження тиску в манжеті здійснюється ступінчасто. При плавному

зниженні тиску повітря в манжеті, в ній виникають коливання (осциляції) тиску, що відповідають пульсуючим змінам об'єму артерії під манжетою. Осциляції виникають в момент, коли тиск в манжеті знижується до тиску рівного систолічному тиску крові. Аналізується амплітуда мікропульсацій тиску в манжеті. Найбільш різке збільшення амплітуди пульсацій відповідає систолічному артеріальному тиску, а різке ослаблення пульсацій - діастолічному.

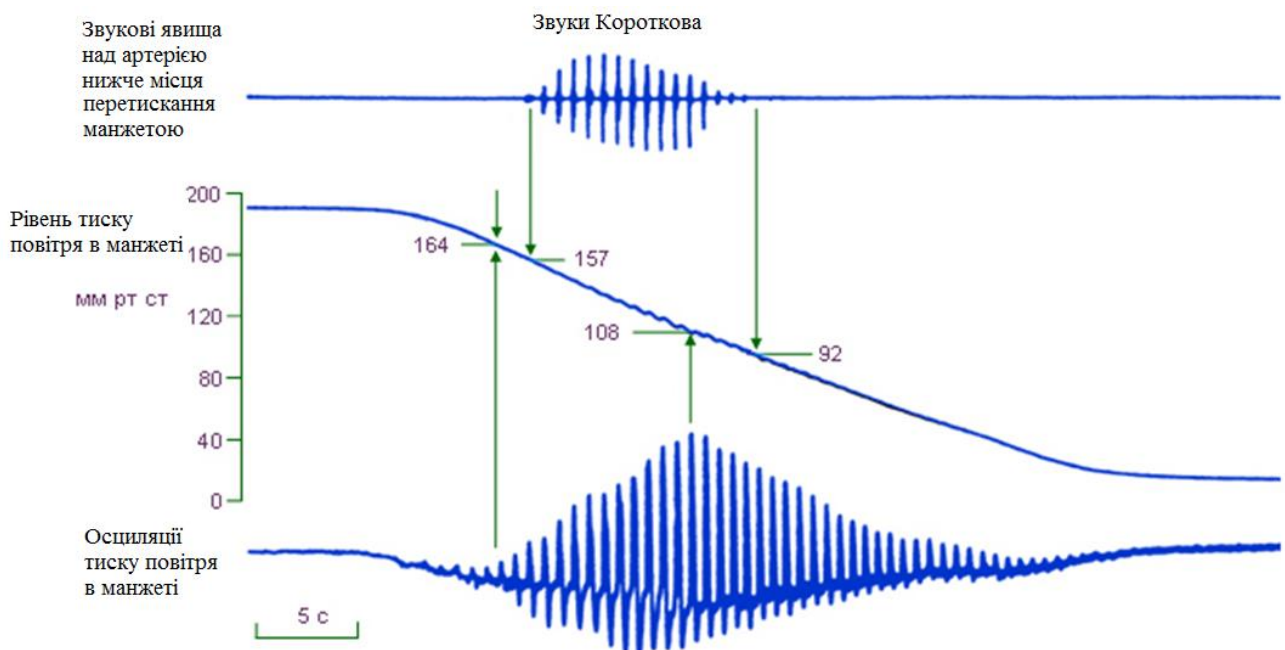


Рис. 5.2. Осцилометрична методика вимірювання артеріального тиску

Ультразвуковий метод реєстрації артеріального тиску заснований на фіксації появи мінімального кровотоку в артерії після того, як створюваний манжетою тиск стає нижче артеріального тиску в місці стиснення судини. За допомогою ультразвукової доплерографії визначається тільки систолічний рівень артеріального тиску.

5.2. БЕС для вимірювання артеріального тиску

Класифікація БЕС для вимірювання артеріального тиску	
1. БЕС на основі аускультативного методу	
1.1.	Апарати з ручною системою накачування повітря в манжету, ручне регулювання швидкості декомпресії, вислуховування тонів Короткова за допомогою фонендоскопа, вимірювання тиску в манжеті за допомогою манометрів
1.2.	Прилади з елементами, які полегшують вимір (пневмокомпресори, клапани регулювання швидкості декомпресії, електронні фонендоскопи)
1.3.	Прилади з частковою або повною автоматизацією визначення тонів Короткова та інших етапів вимірювання
2. БЕС на основі осцилометричного методу	
2.1.	Напівавтоматичні апарати з ручною системою накачування повітря в манжету, механічним клапаном випуску повітря, автоматичною обробкою сигналів і індикацією значень АТ
2.2.	Напівавтоматичні прилади з ручною системою накачування, електро-механічним клапаном регулювання випуску повітря, автоматичною обробкою сигналів і індикацією значень АТ
2.3.	Повністю автоматизовані прилади
3. БЕС, що поєднують аускультативний та осцилометричний методи	
4. БЕС, що використовують альтернативні методи (інвазивний метод, доплерографію)	



Рис. 5.3. Приклади манометрів

ОСНОВНІ МЕТОДИ ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ТА АНАЛІЗУ ДАНИХ У БЕС

Процеси обробки та аналізу даних у БЕС є складовими частинами процесу розпізнавання стану пацієнта. Розпізнавання можна розглядати як задачу перетворення вхідної інформації, в якості якої розглядаються деякі параметри, ознаки об'єктів, що підлягають розпізнаванню, у вихідну інформацію, що представляє собою висновок про те, до якого класу належить об'єкт розпізнавання. При цьому клас являє собою деяку сукупність (підмножину) об'єктів, що володіють близькими властивостями. В якості ознак при розпізнаванні у БЕС можуть виступати показники пацієнта, наприклад, лабораторні дані, дані інструментальних досліджень, скарги пацієнта і т.д. Прикладом класів можуть служити захворювання. Кінцевою метою аналізу біомедичних сигналів є класифікація даного сигналу з метою віднесення його до однієї з кількох відомих категорій та отримання діагностичного рішення, яке відноситься до стану пацієнта.

Загальному процесу обробки сигналів у БЕС функціональної діагностики притаманна наступна структурна схема (рис. 6.1).

Основними етапами процесу обробки сигналів у БЕС є:

- попередня обробка;
- аналіз;
- класифікація.

Вхідні дані, що в загальному випадку реєструються з пацієнта та підлягають подальшому аналізу, подаються на вхід системи і піддаються **попередній обробці** з метою їх перетворення в необхідний для наступного етапу вигляд. Метою попередньої обробки є придушення шумових складових досліджуваного біомедичного сигналу. При кодуванні інформації для передачі каналом зв'язку попередня обробка включає також стиснення-відновлення даних.

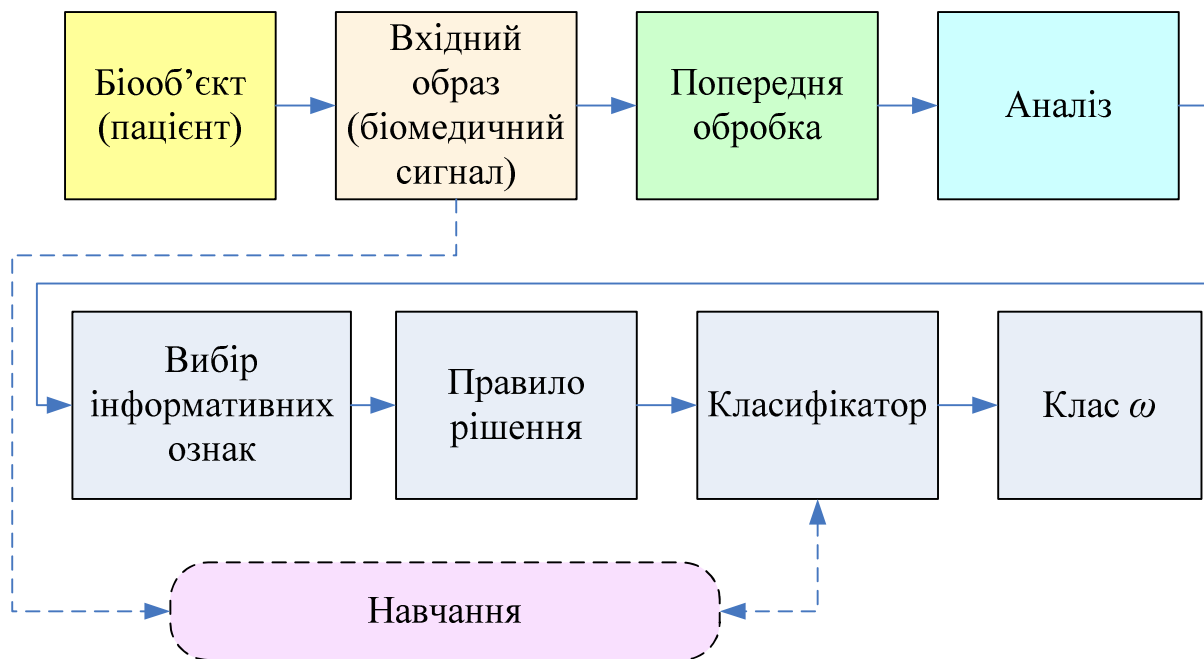


Рис. 6.1. Структурна схема процесу обробки сигналів у БЕС функціональної діагностики

На етапі *аналізу* створюється формальний опис біомедичного сигналу пацієнта, який називається *образом сигналу*. Образ несе в собі інформацію, яка є найбільш істотною з точки зору якості прийняття рішення при класифікації. Крім того, створення формального опису пов'язано з процедурою подальшої редукції даних, яка на відміну від стиснення даних в процесі попередньої обробки ґрунтується не на надмірності інформації, а на оцінці корисності інформації для правильної класифікації. Це етап виділення з усієї множини ознак найбільш інформативних, характерних для певного захворювання ознак. При цьому, необхідно користуватися наступними правилами:

- 1) виконувати вибір величин з мінімальною дисперсією усередині класу для того, щоб їх розподіли не накладалися один на інший;
- 2) вибирати величини з максимальними відстанями між класами (навіть якщо їх дисперсії однакові, то класифікація не викличе труднощів).

Ознакові змінні або ознаки можуть описувати як кількісні так і якісні характеристики сигналів. Після того як були отримані інформативні ознаки, можна представити вектор ознак у формі

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix}.$$

Коли величини x_i є числами, вектор \mathbf{x} є точкою в n -вимірному евклідовому просторі. Очікується, що вектори схожих об'єктів формують кластери. Для ефективної класифікації образів необхідні такі ознаки, які можуть дати такі набори або кластери, що не перетинаються у просторі ознак (рис. 6.2). Ця обставина підкреслює важливість правильного вибору процедур попередньої обробки і виділення ознак.

Далі на основі правила прийняття діагностичного рішення формується відповідь класифікатора, наприклад, системою видається назва хвороби. Крім описаних вище етапів розпізнавання образів у БЕС може передбачати етап навчання системи. Метою навчання системи є формування в її пам'яті набору відомостей, необхідних для розпізнавання класів вхідних даних.

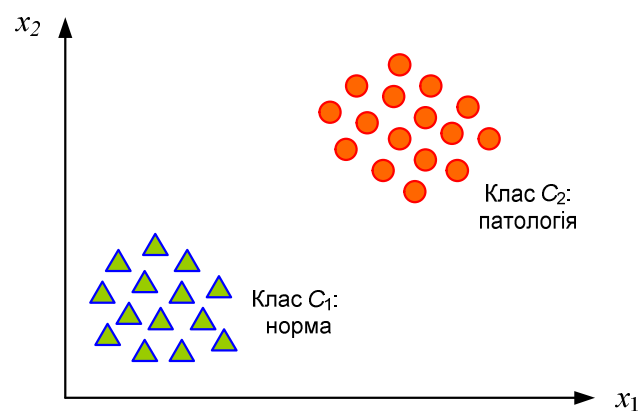


Рис. 6.2. Два кластери, що відповідають класам C_1 та C_2 і не перетинаються у двовимірному просторі ознак. Множина образів, що належать одному класу, відповідає сукупності точок, розсіяних в деякій області. Для випадку двох класів (C_1 та C_2) вектори образів мають вигляд $\mathbf{X}=[x_1, x_2]$, а кожен вектор образу можна вважати точкою двовимірного простору

Під **класифікацією** розуміють процедуру віднесення сигналів до певних сукупностей, образи яких мають загальні властивості. Такі сукупності називаються класами, а пристрої (програми), за допомогою яких виконується віднесення сигналів до класів — класифікаторами (рис. 6.3). Класифікатор має n входів (для кожної ознаки свій вхід) і єдиний вихід, на якому за правилом рішення $d(X)$ виникає сигнал ω_j , рівень якого відповідає одному з K класів.

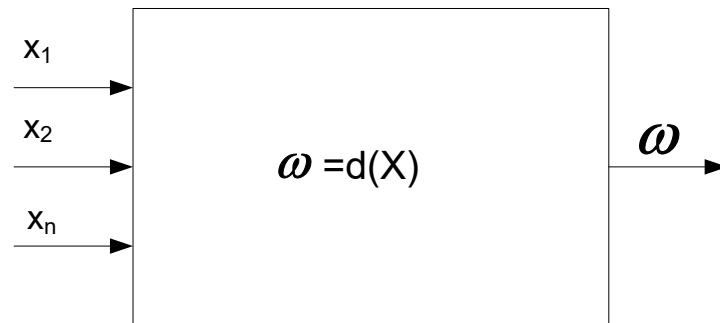


Рис. 6.3. Схема класифікатора

Проблема класифікації образів полягає у визначенні оптимальних границь або у розробці процедур прийняття рішення для віднесення даних до різних класів образів з використанням векторів ознак.

Розглянемо більш детально на прикладах етапи попередньої обробки, аналізу та класифікації сигналів у БЕС.

6.1. Попередня обробка сигналів

6.1.1. Фільтрація в часовій області

6.1.1.1. Синхронне усереднення

Під час реєстрації біомедичних сигналів виникає комплекс перешкод і спотворень, зумовлених різними причинами. Найбільший вплив створюють такі види перешкод:

- 1) ефект поляризації електродів, що призводить до зміщення нульового рівня сигналу;

2) квазігармонічний процес, представлений складовими наводки напруги промислової частоти;

3) артефакти зміщення електродів, що створюють викиди випадкової амплітуди і тривалості;

4) електрофізіологічні перешкоди (наприклад, активація скелетної мускулатури, дихальні коливання).

В процесі підсилення сигналу разом з підвищенням амплітуди діагностично важливих сигналів відбувається зростання рівня шуму. Для усунення шуму та дослідження потрібних особливостей сигналу застосовується цифрове усереднення сигналу, яке реалізує принцип псевдосинхронного накопичення (рис. 9.4):

$$\sum_{k=1}^M y_k(n) = \sum_{k=1}^M x_k(n) + \sum_{k=1}^M \eta_k(n); \quad n = 1, 2, \dots, N. \quad (6.1)$$

Метод дозволяє відокремити сигнали від шумів шляхом істотного поліпшення співвідношення сигнал/шум. Оскільки шуми $\eta(n)$ є випадковими сплесками, то під час усереднення вони не синхронізуються з корисним сигналом $x(n)$ і тому від реалізації до реалізації накладаються хаотично (випадково), що призводить до істотного зниження їх амплітуди. У той же час діагностично корисний сигнал, на відміну від шумів, повторюється з певним інтервалом (не хаотично), тому під час усереднення його амплітуда стабілізується і зростає, збільшуючи, таким чином, співвідношення сигнал/шум. Рівень шуму взаємопов'язаний з кількістю усереднених реалізацій. Накопичення і усереднення M реалізацій знижує рівень шуму в \sqrt{M} раз.

Алгоритм синхронного усереднення:

1. Отримати деяку кількість реалізацій досліджуваного сигналу. Наприклад, відповідно до міжнародних рекомендацій, методика ЕКГ ВР передбачає реєстрацію і усереднення від 100 до 400 ЕКГ комплексів.

2. Визначити опорну точку для кожної реалізації сигналу. Ця точка доступна безпосередньо, якщо сигнал виникає завдяки зовнішній стимуляції, або може бути отримана шляхом виявлення повторюваних подій в сигналі, у

випадку якщо сигнал є квазіперіодичним (як наприклад QRS-комплекс в ЕКГ або складові S1 і S2 в сигналі ФКГ). Наприклад, при реалізації методу ЕКГ ВР можливим є усереднення кардіоциклів з синхронізацією за P , Q , R зубцями.

3. Отримати суму фрагментів сигналу, що відносяться до досліджуваної події. Різні фрагменти сигналу можуть мати різні тривалості. Вирівнювання різних реалізацій по точці синхронізації є дуже важливим; кінцеві частини всіх сигналів зазвичай вирівняти не вдається.

4. Розділити результат на кількість реалізацій.

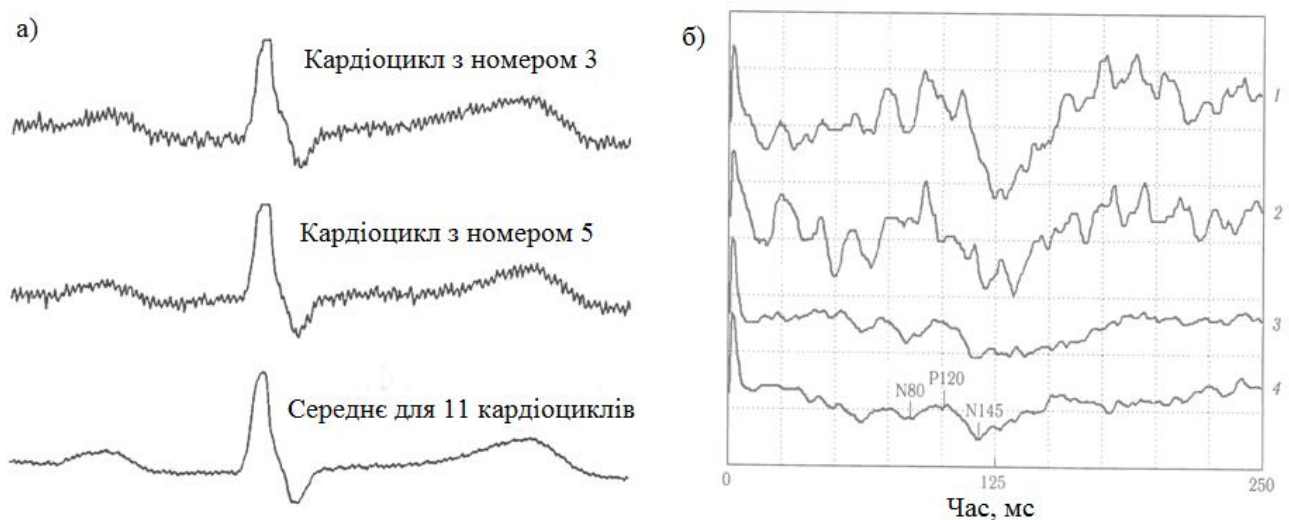


Рис. 6.4. Принцип псевдосинхронного накопичення: а) кардіоцикли і результат усереднення; б) реакція на спалахи світла, знята з середньо потиличної позиції та результат усереднення

6.1.1.2. Фільтри усереднення зі зсувом (ковзаючого середнього)

$$\begin{aligned}
 y[n] &= \frac{1}{N_1 + N_2 + 1} \sum_{k=-N_1}^{N_2} x[n-k] = \\
 &= \frac{1}{N_1 + N_2 + 1} (x[n + N_1] + x[n + N_1 - 1] + \dots + x[n] + \dots + x[n - N_2])
 \end{aligned}
 \tag{6.2}$$

n -ий відлік вихідного сигналу розраховується як середнє арифметичне $(N_1 + N_2 + 1)$ відліків вхідного сигналу, які розташовані навколо n -ого. Більш істотне згладжування досягається шляхом усереднення відліків сигналу в більш тривалому часовому вікні.

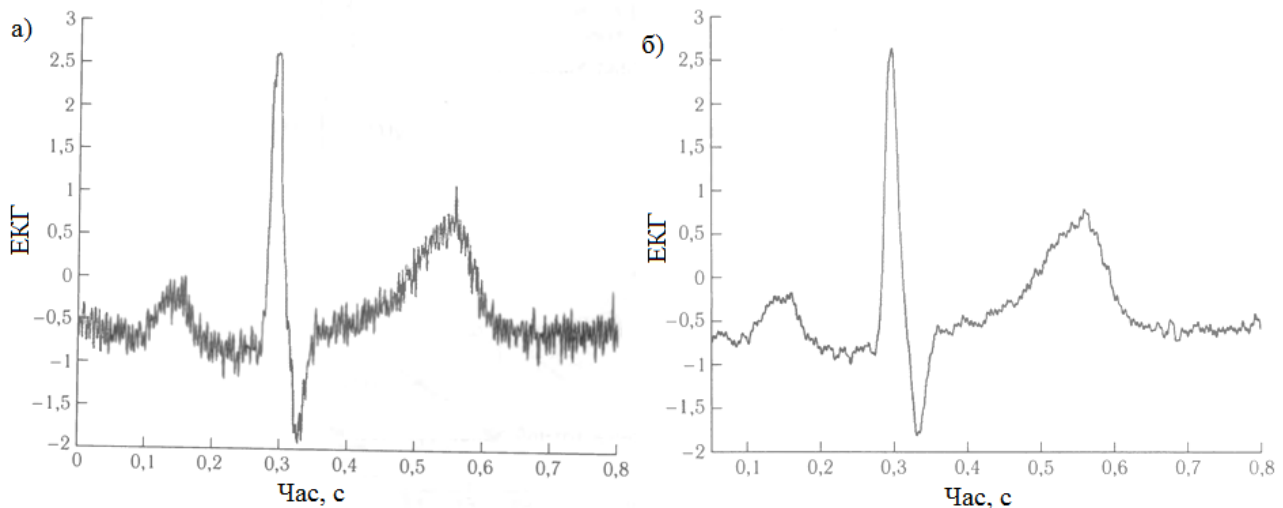


Рис. 6.5. Фільтрація за допомогою усереднення зі зсувом: а) ЕКГ з високочастотним шумом; б) ЕКГ після фільтрації з використанням 8-ми точкового фільтра ковзаючого середнього

6.1.2. Фільтрація сигналів в частотній області

За формою графіку модуля комплексної частотної характеристики (за видом АЧХ) фільтри ділять на чотири основні типи:

- **фільтр нижніх частот** (ФНЧ, low-pass filter) – має порівняно великий коефіцієнт передачі на частотах, які знаходяться в околі нульової частоти, і порівняно низький – на інших частотах. Тому такі фільтри зберігають незмінною величину спектральних складових вхідного сигналу на нижніх частотах; говорять, що ФНЧ пропускають низькочастотні сигнали та не пропускають високочастотні;

- **фільтр верхніх частот** (ФВЧ, high-pass filter) – має високий коефіцієнт передачі на частотах, які більші за частоту зрізу f_p , і низький – на частотах від нуля до f_p . Отже, вони пропускають без змін частину спектру вхідного

сигналу, яка знаходиться на частотах від f_p до $+\infty$ і не пропускають складові спектру сигналу від 0 до f_p . ФВЧ пропускають високочастотні сигнали;

– **смуговий фільтр** (СФ, band-pass filter) – має великий коефіцієнт передачі лише в певній смузі частот між частотами f_{p1} та f_{p2} . Поза цим проміжком коефіцієнт передачі малий. Отже, на вихід такого фільтра пройдуть лише ті спектральні складові сигналу, які знаходяться в смузі пропускання фільтра, і не пройдуть ті, які лежать від нуля до f_{p1} та від f_{p2} до $+\infty$;

– **загороджувальний фільтр** (ЗФ, band-stop filter) – є дуальним до смугового: великий коефіцієнт передачі в нього поза проміжком частот від f_{p1} до f_{p2} . Починаючи від нульової частоти і до f_{p1} , а також від f_{p2} до $+\infty$ коефіцієнт передачі великий. Тому при проходженні через такий фільтр сигналу, із його спектру видаляться складові, що лежать між f_{p1} та f_{p2} , а всі інші складові пройдуть на вихід фільтра без змін. Іноді загороджувальний фільтр називають режекторним фільтром. Якщо смуга затримки такого фільтра порівняно вузька, такий загороджувальний фільтр називають іноді фільтром-пробкою (notch-filter). Зокрема, такі фільтри використовують для позбавлення від мережевої перешкоди, коли треба вирізати зі спектру сигналу лише спектральну складову в вузькому околі частоти 50 Гц.

На рисунку 6.6 наведені АЧХ «ідеальних» та реальних фільтрів чотирьох типів. В реальних фільтрах не можливо забезпечити різкий перехід між смугою пропускання та смугою затримки. Між цими двома смугами буде знаходитися частотний проміжок, на якому коефіцієнт передачі змінюється – перехідна смуга.

На рис. 6.7, а наведено сегмент сигналу ЕКГ з високочастотними перешкодами. Ці перешкоди можуть бути викликані підсилювачами, записуючою системою, наводкою від супутнього електроміографічного сигналу і т.д. Крім того, показаний сигнал був спотворений мережевою наводкою 60 Гц (і її гармоніками), яку, зважаючи на низькочастотний характер самої ЕКГ, також можна розглядати як частину високочастотного шуму. На рис. 6.7, б-в

наведено цей сигнал після фільтрації за допомогою ФНЧ Баттерворта 8 порядку з частотою зрізу 70 Гц, а також АЧХ цього фільтра.

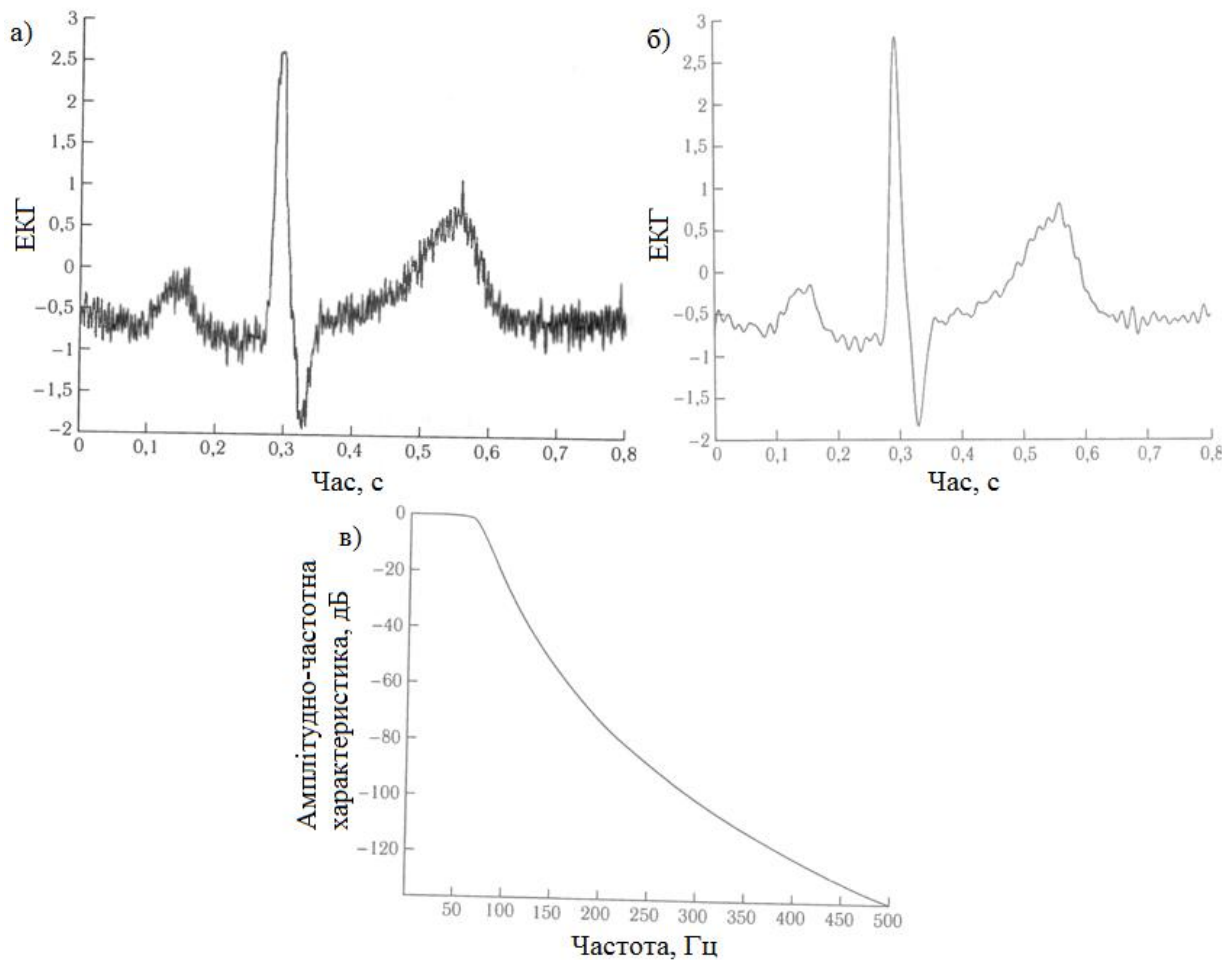


Рис. 6.6. а, б) ЕКГ з високочастотним шумом до і після фільтрації (ФНЧ Баттерворта 8 порядку з частотою зрізу 70 Гц); в) АЧХ ФНЧ Баттерворта 8 порядку з частотою зрізу 70 Гц, $F_s = 1$ кГц

Низькочастотні артефакти або дрейф ізолінії в сигналах ЕКГ, що знімаються з грудних відведень, можуть бути викликані кашлем або диханням, що супроводжуються сильним рухом грудної клітки. При зніманні ЕКГ з кінцівок звичайним джерелом артефактів є рухи рук або ніг. Низькочастотні артефакти також можуть викликатися поганим контактом електродів зі шкірою або поляризацією електродів. Іноді дрейф ізолінії також викликається змінами температури і систематичними похибками апаратури і підсилювачів. На рис. 9.7, а показаний сигнал ЕКГ з низькочастотними артефактами, а на рис.

9.7, б-в — цей сигнал після фільтрації за допомогою ФВЧ з частотою зрізу 2 Гц, а також АЧХ цього фільтра.

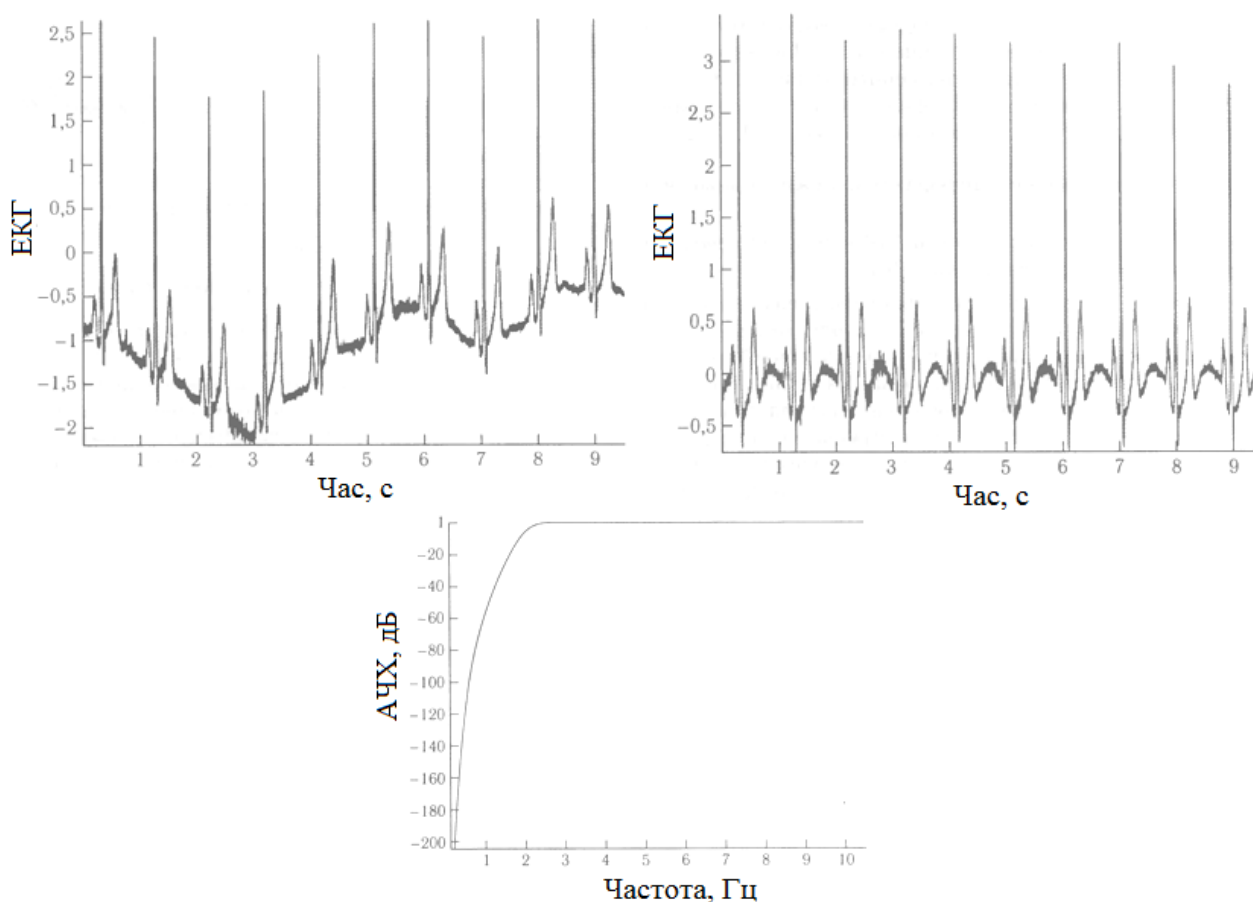


Рис. 6.7. а, б) ЕКГ з низькочастотним шумом до і після фільтрації (ФВЧ з частотою зрізу 2 Гц), в) АЧХ ФВЧ Баттерворта 8 порядку з частотою зрізу 2 Гц

На рис. 6.8 наведено сигнал каротидного пульсу з високочастотним шумом та результат фільтрації з використанням фільтра нижніх частот Баттерворта. Тип періодичних артефактів, який найбільш часто зустрічається в біомедичних сигналах, — це мережева наводка з частотою 50 або 60 Гц (рис. 6.9). Якщо через спотворення або урізання сигналу форма хвилі мережевої наводки не є чистою синусоїдою, то можуть з'являтися гармоніки основної частоти. Спектр потужності сигналу дасть чітку індикацію присутності мережевої наводки у вигляді імпульсу або піку на частоті 50 або 60 Гц; проте, якщо існують гармоніки, то вони виявляться у вигляді додаткових піків на частотах, кратних основній частоті (рис. 6.10). Для видалення періодичних артефактів

обчислюється перетворення Фур'є сигналу, після чого із спектру видаляються небажані компоненти (рис. 6.11), а потім обчислюється обернене перетворення Фур'є. Небажані частотні компоненти можуть бути прирівняні до нуля чи, прирівняні до середнього рівня декількох частотних компонент сигналу поблизу компоненти, яку потрібно видалити. У першому випадку видаляються шумові компоненти одночасно з компонентами сигналу на тій же самій частоті, у другому — спектр сигналу на даній ділянці залишається гладким.

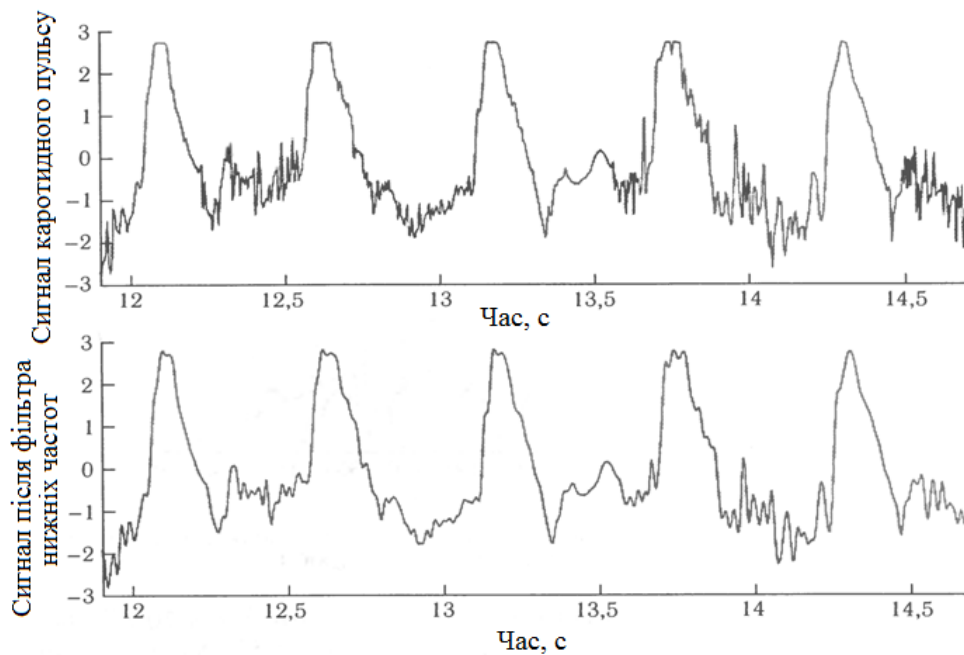


Рис. 6.8. Сигнал каротидного пульсу з високочастотним шумом та результат фільтрації з використанням фільтра нижніх частот Баттерворта

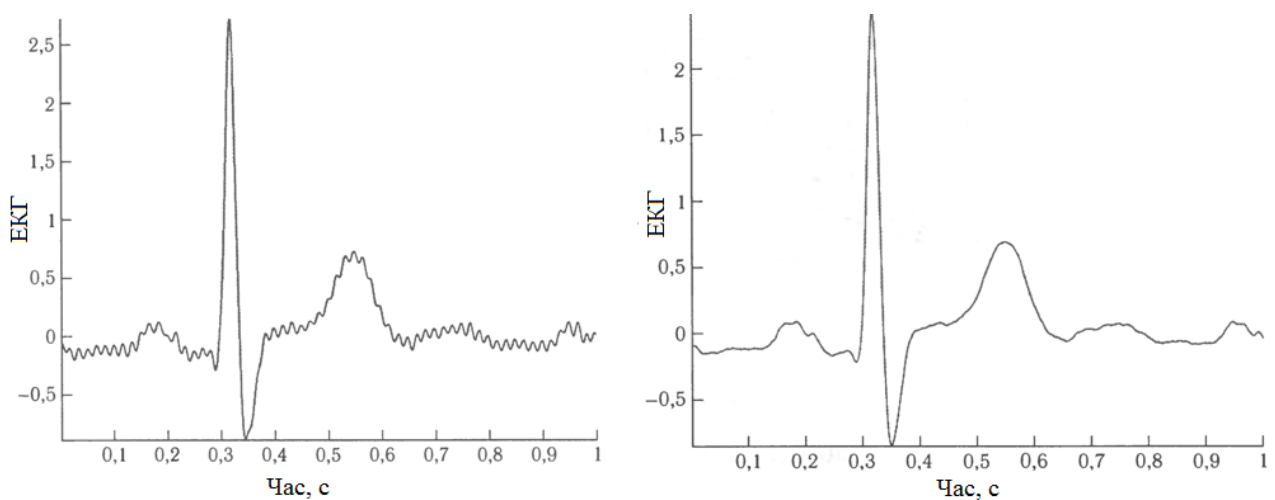


Рис. 6.9. а) сигнал ЕКГ з перешкодою 60 Гц; б) сигнал ЕКГ після фільтрації з використанням режекторного фільтра мережевої перешкоди 60 Гц

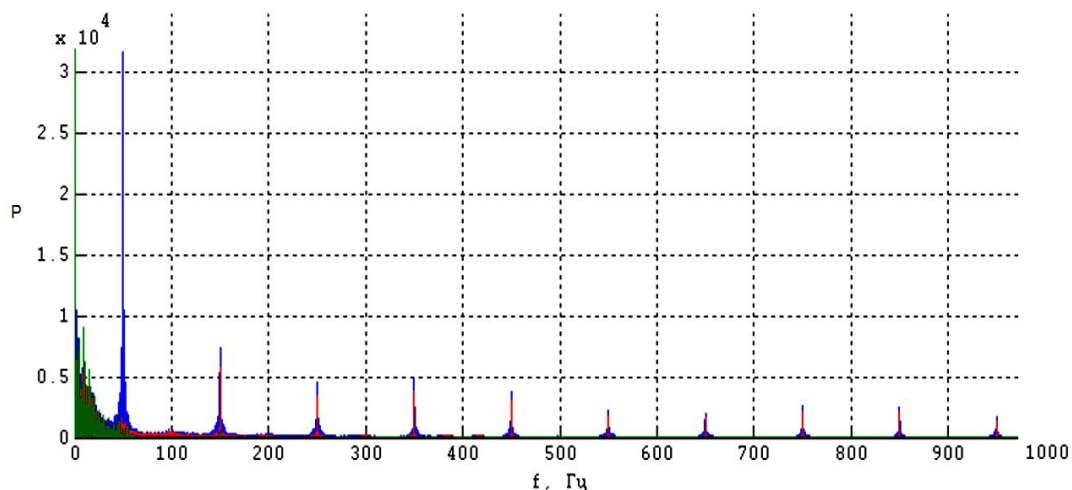


Рис. 6.10. Прояв в спектрі електрокардіосигналу мережевої завади з базовою частотою 50 Гц та її непарними гармоніками

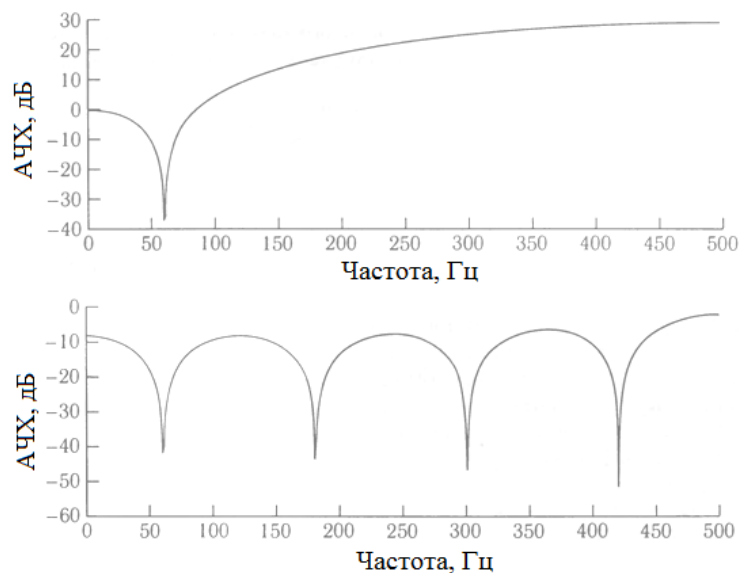


Рис. 6.11. а) АЧХ режекторного фільтра для усунення перешкоди 60 Гц; б) АЧХ гребінчатого фільтра для усунення перешкоди 60 Гц з непарними гармоніками

На рис. 6.12 наведено сигнал ЕКГ з комбінацією артефактів (дрейф ізолінії, високочастотний шум і мережева наводка) на різних стадіях фільтрації, а на рис. 6.13 — спектр потужності сигналів ЕКГ і частотна характеристика комбінації фільтрів нижніх частот, верхніх частот і гребінчатого фільтру.

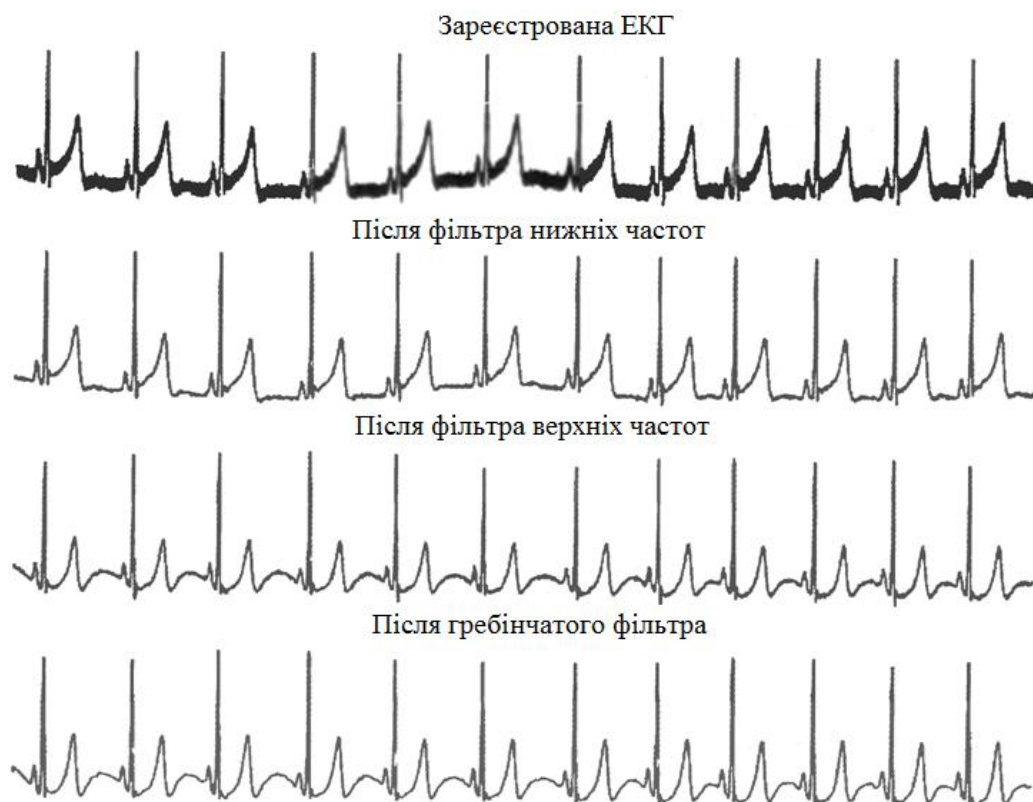


Рис. 6.12. Сигнал ЕКГ з комбінацією артефактів (дрейф ізолінії, високочастотний шум і мережева наводка) на різних стадіях фільтрації

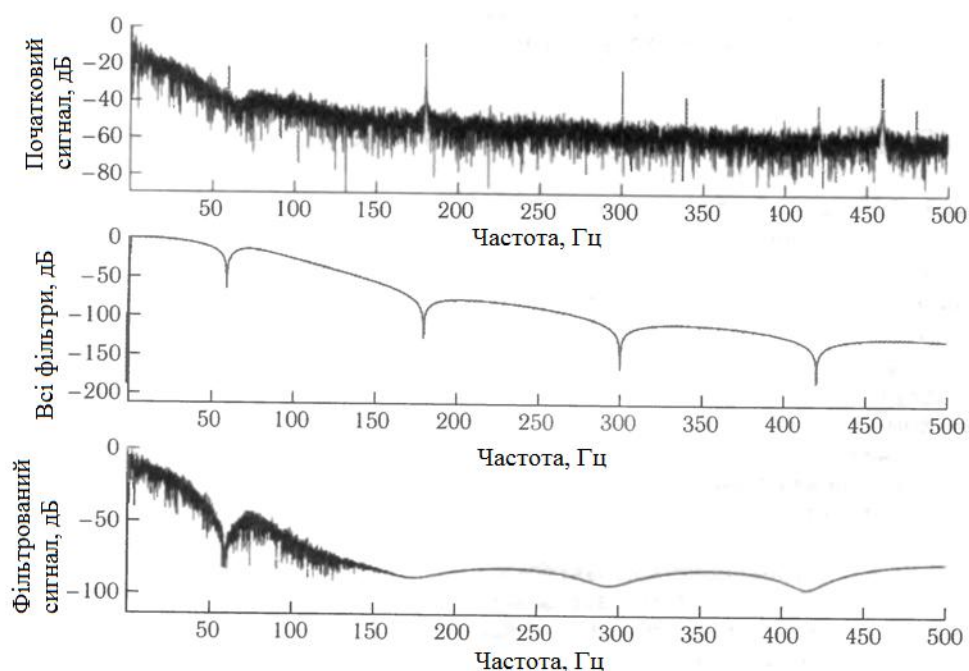


Рис. 6.13. Спектр потужності сигналів ЕКГ і частотна характеристика комбінації фільтрів нижніх частот, верхніх частот і гребінчатого фільтра

6.2. Методи та приклади цифрової обробки і аналізу біомедичних сигналів

6.2.1. Спектральний аналіз

В процесі спектрального аналізу оцінюються зміни амплітудно-частотних характеристик певної ділянки біомедичного сигналу, для чого використовують метод перетворення Фур'є, за допомогою якого сигнал можна розкласти на складові коливання різної частоти і амплітуди.

Формально функцію, яка описує біомедичний сигнал, можна розглядати як періодичну з нескінченно великим періодом. Комплексна величина

$$S(j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (6.3)$$

називається спектральною густиною або спектральною характеристикою, а її модуль $S(\omega)$ – спектром функції $f(t)$.

Можна записати вираз для розрахунку функції за її спектральною характеристикою:

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(j\omega)e^{j\omega t} d\omega . \quad (6.4)$$

Вирази (9.3) та (9.4) називаються відповідно прямим та оберненим інтегральними перетвореннями Фур'є. Неперіодична функція має суцільний спектр, що складається з нескінченної кількості гармонік з нескінченно малими амплітудами $\frac{1}{\pi} S(j\omega)d\omega$.

Комплексний вираз для спектральної густини можна представити в алгебраїчній або показниковій формі:

$$S(j\omega) = a(\omega) - jb(\omega) = S(\omega)e^{-j\alpha(\omega)} , \quad (6.5)$$

де

$$a(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)\cos\omega t dt ; \quad (6.6)$$

$$b(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \sin \omega t dt ; \quad (6.7)$$

$$S(\omega) = \sqrt{a^2(\omega) + b^2(\omega)} ; \quad (6.8)$$

$$\alpha(\omega) = \arctg \frac{b(\omega)}{a(\omega)} . \quad (6.9)$$

Як і для ряду Фур'є, модуль спектральної густини $S(\omega)$ є парною функцією, а фаза $\alpha(\omega)$ – непарною функцією відносно частоти ω .

Дискретне перетворення Фур'є (ДПФ) використовують, коли біомедичний сигнал задано дискретними N точками на інтервалі $T = N\Delta t$. ДПФ можна одержати на підставі інтегрального перетворення, записавши його як:

$$\dot{X}_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j \frac{2\pi}{N} nk}, \quad k = \overline{0, N-1}, \quad (6.10)$$

де \dot{X}_k – комплексна амплітуда k -ї гармоніки, що має частоту $\omega_k = 2\pi k / T$.

Дискретний біомедичний сигнал відновлюється за формулою:

$$x_n = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \dot{X}_k e^{j \frac{2\pi}{N} nk}. \quad (6.11)$$

Амплітудний спектр симетричний відносно середини інтервалу, тобто $|\dot{X}_k| = |\dot{X}_{N-k}|$, а фазовий – симетричний і протилежний за знаком, тобто $\varphi_k = -\varphi_{N-k}$. Загальний спектр складається з двох комплексно-спряжених спектрів, отже, маємо $N/2$ придатних до аналізу частотних складових.

Швидке перетворення Фур'є (ШПФ) дозволяє скоротити кількість арифметичних дій при звичайному ДПФ в два рази, що досягається за рахунок поділу початкового масиву даних на парні та непарні відліки з подальшим розрахунком перетворення Фур'є для нових послідовностей і об'єднанням результатів розрахунків. Основна вимога при використанні швидкого перетворення Фур'є – сигнал повинен бути періодичним і неперервним, що не виконується в процесі дослідження окремих ділянок зареєстрованого ЕКГ сигналу. Для виконання цієї умови застосовується функція «вікна»: виділяється інтервал ЕКГ сигналу (кінцева частина P зубця в разі виявлення ППП) і

допускається, що це «вікно» ЕКГ сигналу постійно повторюється без переривання іншими зубцями (P , T), комплексом QRS та ізоелектричним інтервалом TP . Точність локалізації низькоамплітудного сигналу в межах інтервалу, який досліджується, визначається вибором ширини вікна. Вибір малої ширини вікна забезпечить більш точну інформацію про часову локалізацію мікросплесків, проте погано вплине на спектральну роздільну здатність.

На точність вимірювання енергії в обраному діапазоні частот впливає явище спектрального «витоку». Енергія досліджуваної частотної смуги «витікає» частково в суміжні частоти, тим самим зменшуючи точність її вимірювання. «Витік» відбувається через те, що всупереч вимозі ШПФ про неперервність сигналу, аналізу піддається лише «часове вікно» (тобто частина зубця P). Серед функцій «вікна» можна виділити наступні: Блекмана-Харріса, Хеммінга, Хеннінга, прямокутне «вікно». Основна потужність QRS -комплексу зосереджена в області частот 2 - 30 Гц з наявністю максимуму на частоті близько 15 Гц, зубці P і T є більш низькочастотними (рис. 6.14), а наявність пізніх потенціалів передсердь або шлуночків проявляється у вигляді високочастотних складових у діапазоні 40 - 250 Гц (за деякими джерелами до 1000 Гц). Сплески ПППІ представляються досить слабкими гармоніками на фоні основного спектру, що ускладнює їх виявлення.

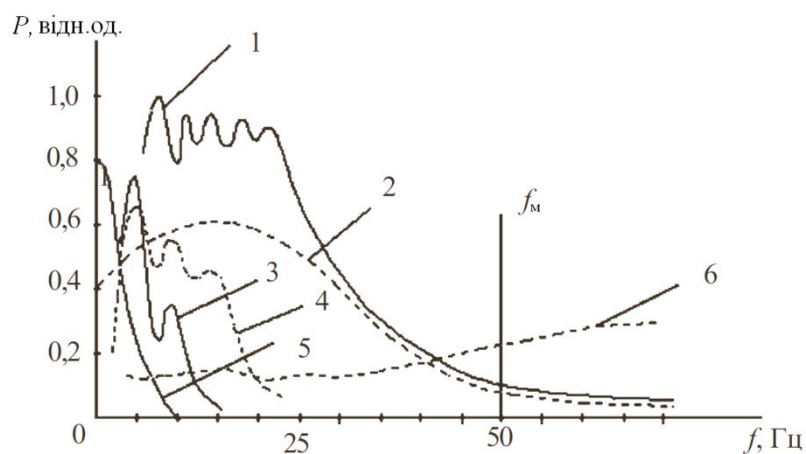


Рис. 6.14. Характеристики відносної спектральної щільності потужності ЕКГ сигналу і шумів: 1 — ЕКГ сигнал, 2 — QRS -комплекс, 3 — артефакти руху, 4 — P , T зубці, 5 — напруга поляризації, 6 — шуми м'язів, f_m — частота мережевої завади

Метод ШПФ під час оцінювання енергії спектра частотних складових біомедичних сигналів має ряд недоліків:

- 1) наявність спектрального «витоку» при аналізі коротких інтервалів і, як наслідок цього, необхідність використання математичних функцій «вікон», які послаблюють сигнал в області, що досліджується;
- 2) чутливість ШПФ до зміни довжини сегмента, який аналізується;
- 3) зворотній зв'язок між частотною і часовою роздільною здатністю, через що виникають труднощі при визначенні локалізації діагностично важливих компонент сигналу.

Принцип метода спектрально-часового картування, заснований на локальному перетворенні Фур'є, полягає в обчисленні спектру з використанням «вікна», що рухається вздовж часової вісі:

$$G(\tau, j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} S(t)g^*(t - \tau)e^{-j\omega t} dt, \quad (6.15)$$

де $g(t)$ – функція вікна, $S(t)$ – ділянка кардіосигналу, що досліджується.

За результатами розрахунків будується тривимірний графік частоти, часу і амплітуди. Недоліком методу є можливість впливу різних шумів на результати дослідження.

9.2.2. Вейвлет-перетворення

Обмеженням спектрального методу аналізу є неможливість визначення точної локалізації конкретної частотної складової кардіосигналу в часі, що є принципово важливим для ранньої діагностики порушень електрофізіологічних властивостей міокарда. На відміну від перетворення Фур'є, вейвлет-перетворення забезпечує двовимірну розгортку, при цьому, масштаб і координата розглядаються як незалежні змінні, що дає можливість аналізу сигналів відразу в двох просторах — масштабному і часовому. Результати вейвлет-аналізу біомедичного сигналу містять не тільки інформацію про розподіл енергії сигналу за частотними складовими, але і відомості про часові

координати, на яких виявляються ті чи інші частотні складові, або на яких відбуваються швидкі зміни частотних складових сигналу, як, наприклад, у разі наявності пізніх потенціалів передсердь чи шлуночків у ЕКГ.

Вейвлет-перетворення є багаторівневим аналізом, ефективним для дослідження сигналів, що містять високочастотні компоненти короткої тривалості і довготривалі низькочастотні компоненти. Дана особливість підходить для задачі виявлення низькоамплітудних високочастотних складових біомедичних сигналів та їх аналізу незалежно від високоамплітудних низькочастотних складових.

Розрізняють неперервне і дискретне вейвлет-перетворення. Обидва підходи мають свої переваги під час аналізу біомедичних сигналів.

Неперервне вейвлет-перетворення (НВП) визначається як:

$$W_{\psi}(a, b) = \langle f(t), \psi_{a,b}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{a,b}^*(t) dt = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad a, b \in \mathbb{R}, \quad a \neq 0, \quad (6.16)$$

де $\langle \rangle$ — оператор скалярного добутку;

$*$ — оператор комплексного спряження;

$\psi_{a,b}$ — двопараметричне сімейство функцій:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (6.17)$$

де b — параметр, який визначає зсув вздовж вісі часу t ;

a — масштабний коефіцієнт, який відповідає за розтягування і стиснення материнської вейвлет-функції $\psi(t)$.

Таким чином, набір вейвлет-функцій є набором масштабованих (розтягнутих або стиснутих, в залежності від значення параметра a) і зміщених (в залежності від значення параметра b) копій єдиного прототипу — материнської породжуючої функції $\psi(t)$. Материнські вейвлет-функції являють собою функції, що обмежені за часом і місцем розташування на часовій вісі і мають спектральний образ, певною мірою локалізований на частотній вісі. Вимоги до материнських вейвлет-функцій визначаються

можливістю відновлення вихідного сигналу $f(t)$ за його вейвлет-спектром $W_{\psi}(a,b)$.

Реконструкція сигналу виконується за формулою оберненого неперервного вейвлет-перетворення:

$$f(t) = \frac{1}{C_{\psi}} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} W_{\psi}(a,b) \psi_{a,b}(t) \frac{da db}{a^2}, \quad (6.18)$$

де C_{ψ} — константа, що залежить від обраного вейвлета.

Коефіцієнти неперервного вейвлет-перетворення містять інформацію про енергію окремих компонент біомедичного сигналу і про час їх появи. Це дозволяє одночасно досліджувати повільну і швидку динаміку змін сигналів у часі, а також виявляти діагностично важливі локальні особливості, наприклад, наявність ППП у ЕКГ (рис. 9.15).

Головною перевагою використання вейвлетів є можливість локального аналізу. Вейвлет-аналіз здатен розкрити такі аспекти даних, які не виявляються іншими методами аналізу сигналів, наприклад, точки розриву у сигналі, різкі нелінійності у вищих гармоніках та самоподібність. За допомогою вейвлет-аналізу також можна проводити стиснення та знешумлення сигналу без помітного зниження амплітуди.

Дискретне вейвлет-перетворення оперує з дискретними значеннями масштабного коефіцієнта a і параметра зсуву b , які задаються, як правило, у вигляді степеневих функцій, що дозволяє уникнути надлишкової кількості операцій і розрахованих коефіцієнтів, характерних для НВП.

При багаторівневому дискретному вейвлет-розкладі (ДВР) біомедичного сигналу визначаються коефіцієнти апроксимації cA , які представляють згладжений сигнал для контурного аналізу сигналу, і коефіцієнти деталізації cD , що описують високочастотні флуктуації сигналу. Для аналізу біомедичного сигналу на різних масштабах використовуються деревовидно з'єднані фільтри нижніх і верхніх частот з різними частотами зрізу. Вектори вейвлет-коефіцієнтів отримують за допомогою математичної операції згортки сигналу S , що досліджується, з фільтром нижніх частот для визначення коефіцієнтів

апроксимації cA_1 і з фільтром верхніх частот для визначення коефіцієнтів деталізації cD_1 . На наступному кроці розкладаються коефіцієнти апроксимації cA_1 на дві частини, з одержанням cA_2 та cD_2 і т.д. до необхідного рівня розкладання N (рис. 6.16).

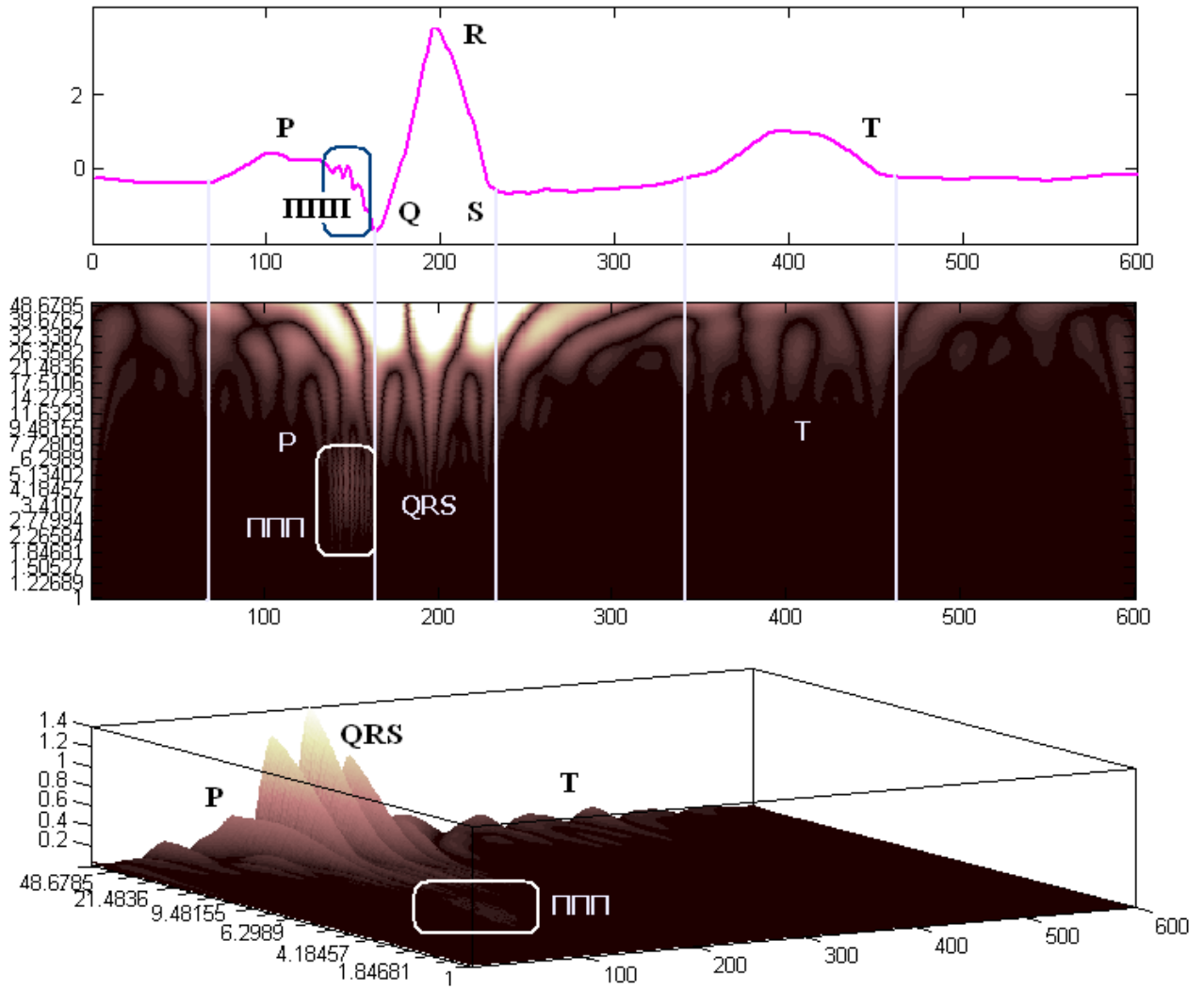


Рис. 6.15. Аналіз ЕКГ за допомогою НВП:

а) кардіоцикл з наявністю змодельованих ППП в термінальній частині P зубця; б) двовимірна скейлограма НВП; в) тривимірна скейлограма НВП

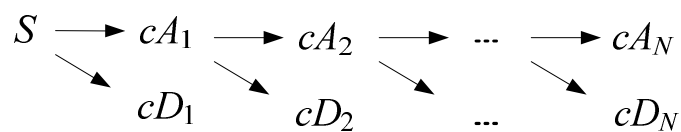


Рис. 6.16. Дерево дискретного вейвлет-розкладання сигналу S до рівня N

Таким чином, в процесі відновлення сигнал S представляють як суму апроксимуючої складової, яка визначається за коефіцієнтами апроксимації N -го рівня вейвлет-розкладання (a_N) і всіх деталізуючих складових, що визначаються за коефіцієнтами деталізації рівнів ДВР з 1 по N (d_N, d_{N-1}, \dots, d_1) (рис. 6.17):

$$S = a_N + d_N + d_{N-1} + \dots + d_1. \quad (6.19)$$

Видалення шуму, компресія і згладжування ЕКГ сигналів за допомогою вейвлет-перетворення базуються на тому, що багаторівневе вейвлет-розкладання кардіосигналу дозволяє відокремити вейвлет-коефіцієнти, що відповідають за шумові складові, і відновити сигнал без завад.

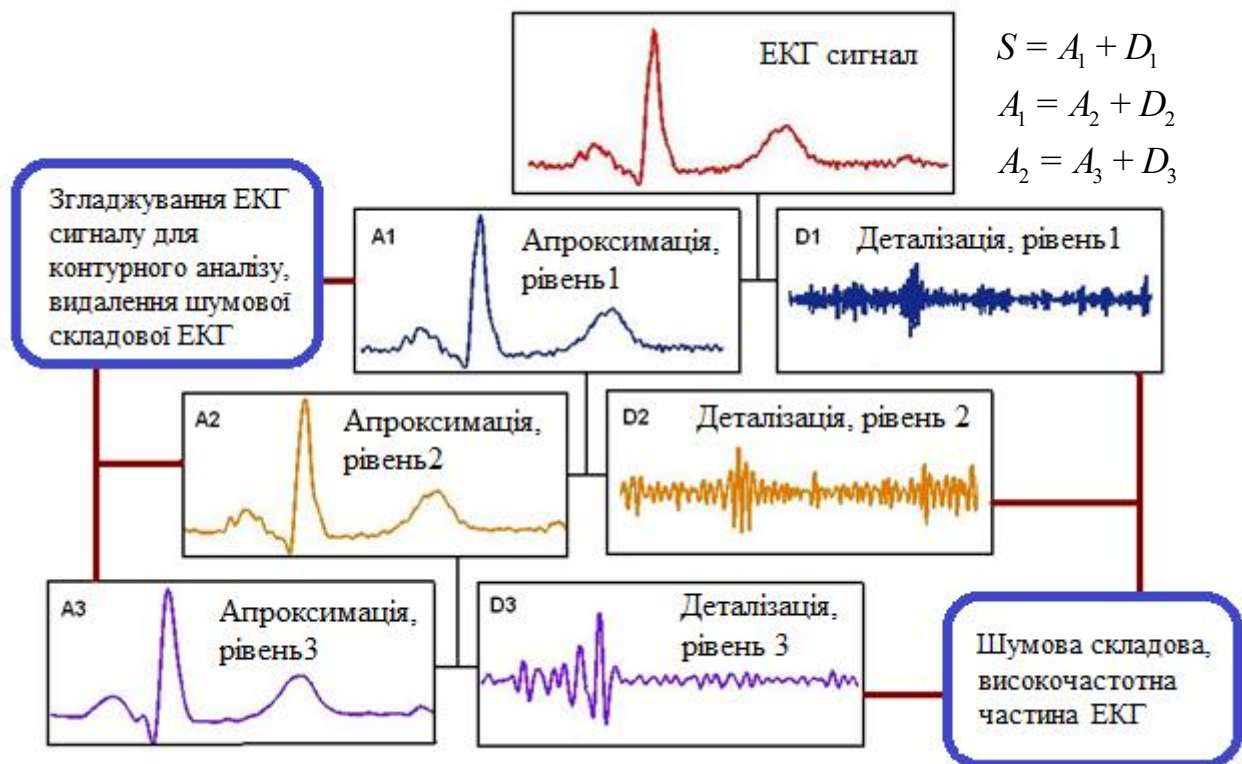


Рис. 6.17. Дискретне вейвлет-розкладання ЕКГ сигналу до 3 рівня

Шумові складові таких біомедичних сигналів, як ЕКГ, відображаються головним чином в деталізуючих коефіцієнтах вейвлет-розкладання, тому при видаленні шуму зазвичай обробляють ці коефіцієнти. Найпростіший спосіб видалення шуму полягає в тому, щоб зробити нульовими значення коефіцієнтів, що менші за деяке порогове значення. Ця процедура називається

порогової обробкою (трешолдінгом) коефіцієнтів. Широкого поширення набули такі методи порогової обробки, як жорсткий трешолдінг і м'який трешолдінг.

Під час жорсткої порогової обробки зберігаються незмінними всі коефіцієнти, що більші за значення порога τ або дорівнюють йому за абсолютною величиною, а коефіцієнти менші за значення τ обнуляються. Під час м'якої порогової обробки разом з перетворенням в нуль коефіцієнтів, по модулю менших, ніж τ , відбувається зменшення по модулю решти коефіцієнтів на величину τ .

Для вирішення задачі зниження шумів у ЕКГ сигналі необхідно: оцінити спектральний склад шумової компоненти, вибрати тип порогової обробки (трешолдінга) і критерій розрахунку самого порога. Від вибору порогового рівня фону (оцінки дисперсії шуму) залежить якість зниження шуму у сигналі, що оцінюється у вигляді відношення сигнал/шум. Завдання малих значень порогу τ зберігає шумовий фон в коефіцієнтах деталізації і призводить лише до незначного збільшення відношення сигнал/шум. При великих значеннях порогу τ можна втратити коефіцієнти, які несуть суттєву діагностичну інформацію. Пошук оптимального значення τ_0 означає знаходження такого порогу, який при найменшому спотворенні корисного відновленого сигналу забезпечує найбільше значення відношення сигнал/шум.

Якість зниження шумів у біомедичному сигналі (підвищення відношення сигнал / шум) залежить також від способу застосування трешолдінга. Використовують наступні способи порогової обробки:

- загальний трешолдінг, що здійснюється з використанням фіксованого значення порогу τ , єдиного для всіх рівнів і коефіцієнтів деталізації ЕКГ сигналу;
- багаторівневий трешолдінг, що здійснюється з використанням порогу τ , значення якого змінюються від рівня до рівня;

- локальний трешолдінг, що здійснюється з використанням порогу τ , який відрізняється не тільки на різних рівнях розкладання, але також залежить від позиції коефіцієнтів деталізації на даному рівні.

6.2.3. Аналіз біомедичних сигналів на основі методу власних векторів

Одним з поширених підходів при аналізі сигналів і розпізнаванні образів є ортогональне перетворення в координатний базис власних векторів коваріаційної матриці, отриманої для ансамблю ЕКГ сигналів. Методика розкладу ансамблю ЕКГ в базисі власних векторів дозволяє розділити аналізований кардіосигнал на підпростір сигналу і підпростір шуму. В основі методу лежить аналіз власних значень і власних векторів кореляційної матриці, яка визначається для ансамблю реалізацій сигналу. Власні вектори, що відповідають K найбільшим власним значенням, утворюють базис в підпросторі сигналу. Решта $N-K$ власних векторів утворюють базис підпростору шуму.

Якщо в інтервалі часу $T_1 < t < T_2$, що відповідає одному повному циклу виникнення та поширення збудження в серці, через рівні проміжки провести вибірку значень $x_i(t)$, то i -й кардіоцикл у векторному вигляді представляється як $\mathbf{X}_i = [X_i(t_1) \ X_i(t_2) \ \dots \ X_i(t_N)] = [x_{i1} \ x_{i2} \ \dots \ x_{iN}]$, де N — кількість дискретних значень сигналу, $t_1 \leq t_2 \leq \dots \leq t_N$. Тоді ансамбль реалізацій M послідовних кардіоциклів матиме вигляд матриці

$$\mathbf{X} = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & \dots & x_{1N} \\ x_{21} & x_{22} & \dots & x_{2N} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ x_{M1} & x_{M2} & \dots & x_{MN} \end{bmatrix}, \quad (6.20)$$

де x_{ij} — j -е дискретне значення i -ї реалізації.

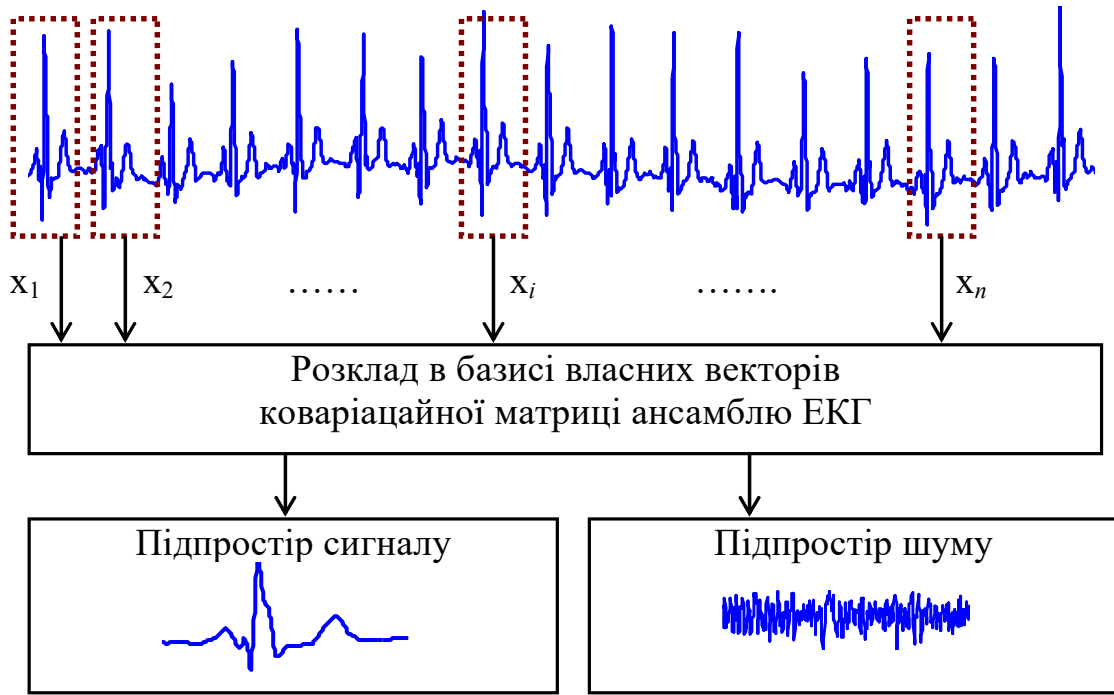


Рис. 6.18. Поділ ЕКГ на підпростір сигналу і підпростір шуму

Досліджуваний кардіосигнал представляється у новому координатному базисі за допомогою розкладу за системою ортогональних функцій. Для даних цілей застосовують розклад Карунена-Лоева та сингулярний розклад.

Коваріаційна матриця ансамблю ЕКГ з M реалізацій має вигляд

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & \dots & C_{1N} \\ C_{21} & C_{22} & \dots & C_{2N} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ C_{N1} & C_{N2} & \dots & C_{NN} \end{bmatrix}, \quad (6.21)$$

де елементи C_{ij} матриці \mathbf{C} задаються наступним чином:

$$C_{ij} = \sum_{k=1}^M (x_{ki} - m_k)(x_{kj} - m_k), \quad (6.22)$$

де m_k — середнє значення, що розраховується для k -ї реалізації за формулою

$$m_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{ki}. \quad (6.23)$$

Для власних векторів $\mathbf{V}_1, \mathbf{V}_2, \dots, \mathbf{V}_N$ коваріаційної матриці \mathbf{C} , які представляють собою ортонормований базис ансамблю ЕКГ, виконується умова

$$CV = \lambda V, \quad (6.24)$$

де $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_N$ — власні значення, причому $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_N$ (рис. 6.19).

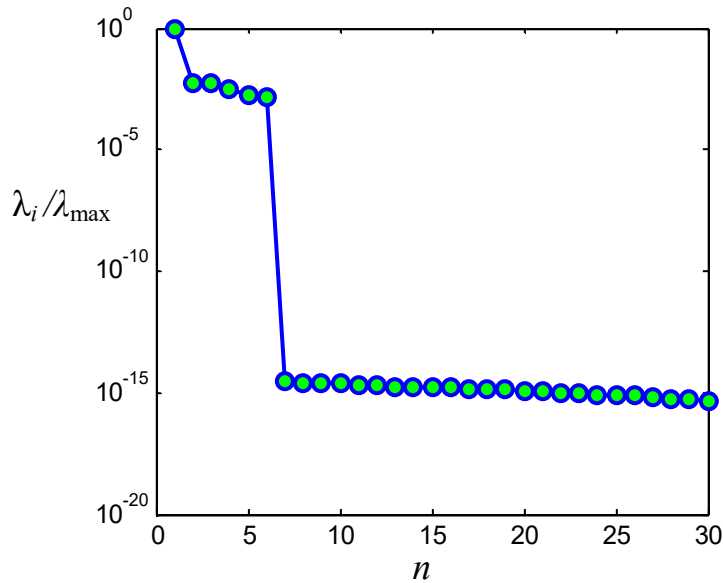


Рис. 6.19. Розподіл власних значень $\lambda_i / \lambda_{\max}$ (перші 30 значень)

В отриманому базисі головні власні вектори (рис. 6.20), які відповідають найбільшим власним значенням $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_K$, містять основну інформацію про сигнал.

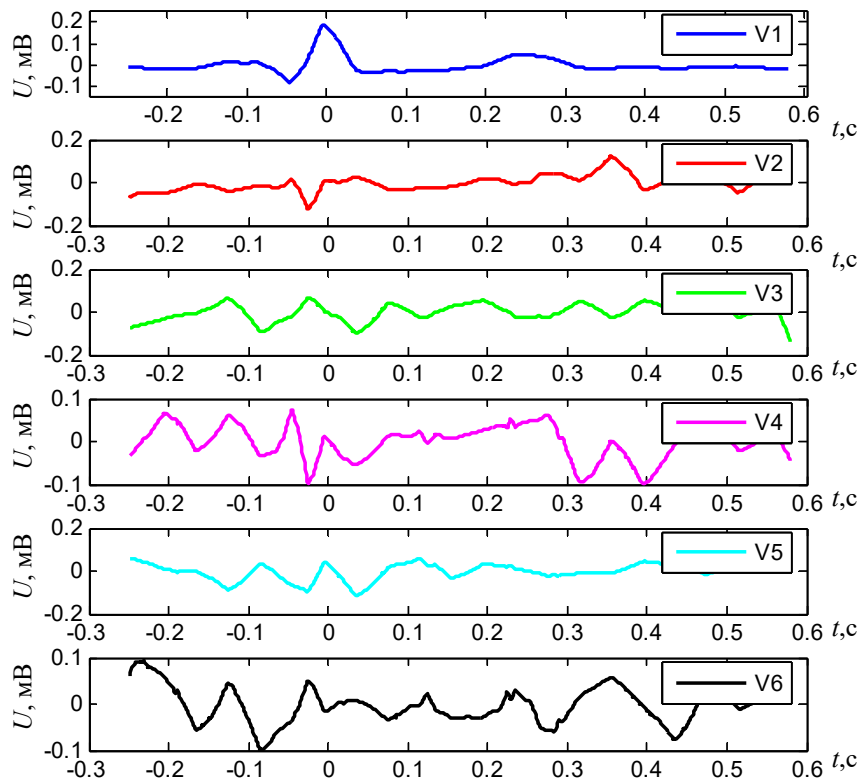


Рис. 6.20. Головні власні вектори $V_1 - V_6$ ансамбля ЕКГ

Коефіцієнти розкладу (проекції) в базисі головних власних векторів $\mathbf{V}_1, \mathbf{V}_2, \dots, \mathbf{V}_N$ отримують у результаті скалярного добутку обраної реалізації ЕКГ на відповідні координатні вісі

$$b_{ij} = (\mathbf{X}_i \cdot \mathbf{V}_j) = \sum_{k=1}^N X_{ik} V_{jk}. \quad (6.25)$$

Відновлення в координатному базисі головних власних векторів виконується відповідно до виразу

$$\mathbf{X}_i^* = \sum_{j=1}^N b_{ij} \mathbf{V}_j. \quad (6.26)$$

Похибка відновлення сигналу залежить від кількості власних векторів, які відкидаються при відновленні. При аналізі ЕКГ сигналів достатньо врахувати від 3 до 6 головних власних векторів та власних значень, які їм відповідають (рис. 6.21).

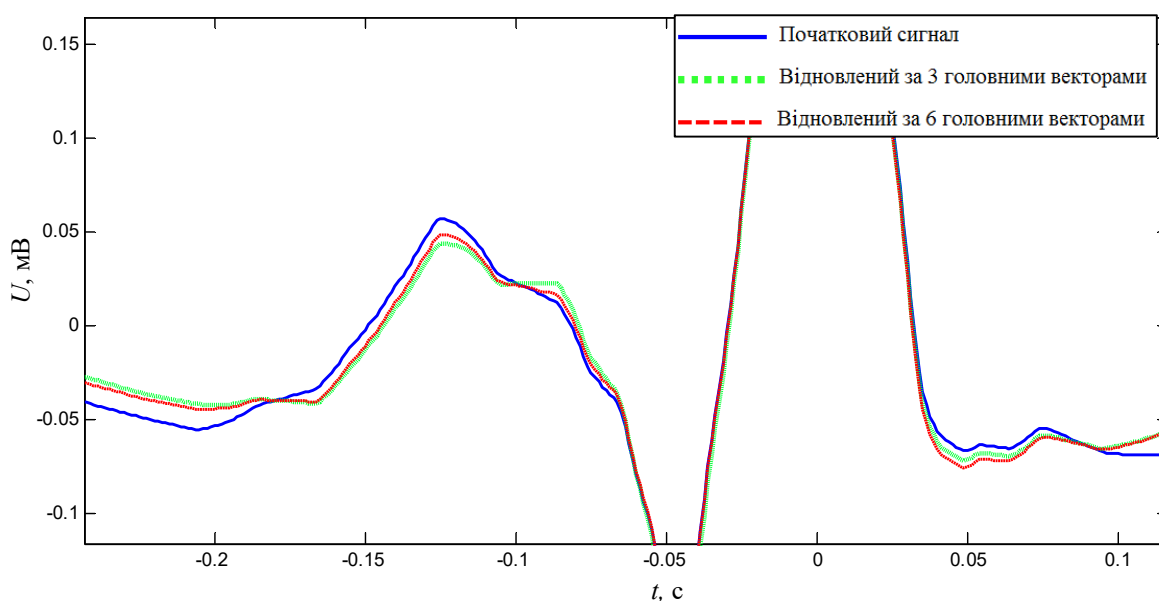


Рис. 6.21. Початковий ЕКГ сигнал та відновлений після розкладу в базисі власних векторів по 3 і 6 головним власним векторам

ОСНОВНІ МЕТОДИ НЕЛІНІЙНОГО ТА МУЛЬТИВАРІАТИВНОГО АНАЛІЗУ СИГНАЛІВ

Загальна класифікація методів аналізу сигналів

В біомедичних електронних системах всі дані про живий об'єкт існують у вигляді сигналів. Сигнали несуть корисну інформацію про стан та поведінку об'єкта, і на основі аналізу сигналів виробляється діагностичне рішення, або сигнал керування для терапевтичної апаратури. Після реєстрації сигналів, виконується їх попередня обробка, зокрема, фільтрація, для позбавлення від шумів, та приведення до виду, зручного для подальшого аналізу. Оброблений сигнал піддається аналізу різноманітними математичними методами, які обираються дослідником для того, щоб виявити корисні параметри сигналів. Ці параметри вважаються такими, які описують ті чи інші характеристики об'єкта.

Надалі на основі отриманих параметрів відбувається розпізнавання стану об'єкта. Як правило, це робиться методами машинного навчання. Маючи дані про стан об'єкта, можливо виробити пораду лікарю щодо діагностичного висновку.

В даній частині буде йти мова про методи аналізу сигналів, які застосовуються і біомедичних системах. Аналіз сигналів полягає в отриманні параметрів сигналів математичними методами.

За кількістю сигналів, які аналізуються одночасно, виділяють такі групи методів аналізу:

Унівариативний аналіз – аналізується один сигнал, який характеризує стан об'єкта.

Мультивариативний аналіз – аналізується кілька (більше двох) сигналів, що у сукупності характеризують стан одного або кількох об'єктів.

Також окремо виділяють *біваріативний* аналіз, при якому аналізуються два сигнали, які характеризують один або два різні об'єкти.

Зазвичай методами мульти- та біваріативного аналізу досліджуються одночасно два та більше каналів сигналу від одного об'єкта. Але останніми роками все більшого розповсюдження набуває застосування цих методів до дослідження взаємодії між двома об'єктами (системами або процесами). При цьому одночасно реєструються сигнали, які характеризують роботу двох систем, а на основі методів мультिवаріативного аналізу визначають вплив одної системи на іншу, синхронність та зв'язність їх роботи та ін.

За тим, яким чином пов'язані характеристики сигналу та результат його перетворення тим чи іншим методом, можна виділити такі групи методів:

Лінійні методи аналізу – величина, що характеризує властивості сигналу, змінюється пропорційно зміні самого сигналу.

Нелінійні методи – виявляють відсутність лінійного зв'язку між сигналом та розрахованими за певним методом параметрами. Ці методи здатні знайти такі характеристики сигналу, які значно змінюються при незначній зміні величини самого сигнала. Ці методи також можуть виявити такі зміни в сигналі, які не відображаються в величині сигналу, а відбуваються, наприклад в взаємному розташуванні тих чи інших патернів сигналу, або у зв'язках між величиною сигналу в різні моменти часу. В своїй більшості нелінійні методи залучають представлення сигналу в фазовому просторі.

Унівтаріативний аналіз

Лінійні методи

До лінійних методів унівтаріативного аналізу можна віднести спектральний аналіз сигналів за Фур'є. Перетворення Фур'є – лінійне за визначенням, оскільки визначається інтегралом. При цьому перетворенні

досліджується спектральний склад сигналу: визначаються амплітуди і початкові фази синусоїдальних коливань, які складають сигнал.

Перетворення Фур'є сигналу $x(t)$ визначається виразом:

$$F(j\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt$$

$F(j\omega)$ називається *спектральною густиною* (спектральною щільністю) сигналу $x(t)$.

Спектральна густина сигналу є комплексною неперервною функцією частоти і може бути записана у показниковій формі:

$$F(j\omega) = A(\omega) - jB(\omega) = |F(j\omega)| e^{j\Phi(\omega)} = K(\omega) e^{j\Phi(\omega)},$$

де

$$A(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \cos(\omega t) dt,$$
$$B(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \sin(\omega t) dt.$$

Модуль та аргумент спектральної густини визначаються виразами

$$K(\omega) = \sqrt{[A(\omega)]^2 + [B(\omega)]^2},$$
$$\Phi(\omega) = \arctg \frac{B(\omega)}{A(\omega)}.$$

та можуть розглядатися як *амплітудно-частотна характеристика* (АЧХ) спектру неперіодичного неперервного сигналу (або амплітудний спектр сигналу) та *фазо-частотна характеристика* (ФЧХ) спектру неперіодичного неперервного сигналу (або фазовий спектр сигналу).

Певним розширенням можливостей аналізу за Фур'є є вейвлет-аналіз. При розкладі сигналу за вейвлетами відбувається не виявлення в сигналі синусоїдальних компонент, а масштабно-часовий аналіз хвильової структури сигналу. При цьому хвильові коливання, на які ведеться розклад сигналу при вейвлет-аналізі, можуть мати різну форму.

Якщо деяка функція $\psi(t) \in L^2(R)$, що задовольняє «умову допустимості»

$$C_\psi = \int_0^{+\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{\omega} d\omega < +\infty$$

та має одиничну евклідову норму $\|\psi(t)\|=1$, то $\psi(t)$ може бути *материнським вейвлетом*.

Тут $\Psi(\omega)$ – спектр за Фур'є материнського вейвлета $\psi(t)$.

Задаючись параметром масштабу $a \in R, a \neq 0$ та зсуву $\tau \in R$, за правилом

$$\psi_{a,\tau}(t) \equiv |a|^{-\frac{1}{2}} \psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right)$$

можна отримати набір вейвлет-функцій $\{\psi_{a,\tau}(t)\}$, що є масштабованими (розтягнутими або стиснутими залежно від величини коефіцієнту масштабування a) та зміщеними по аргументу (залежно від величини τ)

копіями єдиної породжуючої материнської функції $\psi(t)$. Множник $\frac{1}{\sqrt{|a|}}$ носить

технічний характер, він використовується для того, щоб гарантувати рівність норми масштабованого вейвлета одиниці: $\|\psi_{a,\tau}(t)\|=1$. Сама материнська вейвлет-функція – також елемент цього набору: $\psi(t) = \psi_{1,0}(t)$.

Задачею вейвлет-аналізу сигналів є розклад аналізованого сигналу в суму масштабованих вейвлет-функцій. Значення відповідних коефіцієнтів розкладу визначаються як скалярні добутки сигналу на кожен масштабовану та зміщену вейвлет-функцію з набору $\{\psi_{a,\tau}(t)\}$:

$$\begin{aligned} W_\psi(a, \tau) &\equiv \langle x(t), \psi_{a,\tau}(t) \rangle = \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi_{a,\tau}^*(t) dt = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^*\left(\frac{t-\tau}{a}\right) dt, \quad a, \tau \in \mathbb{R}, \quad a \neq 0, \end{aligned}$$

де $\psi_{a,\tau}^*$ – комплексно-спряжена материнська функція.

$W_\psi(a, \tau)$ – вейвлет-розклад сигналу $x(t)$.

Видно, що $Wf_{\psi}(a, \tau)$ є функцією двох змінних: масштабу та зміщення. Ця функція показує значення коефіцієнту (амплітуди), з яким в розклад входить кожний вейвлет для всіх можливих значень a і τ . Функція $Wf_{\psi}(a, \tau)$ є розкладом сигналу за всіма можливими стисненнями та зміщеннями однієї материнської функції.

Якщо умова допустимості виконується, то вейвлет-перетворення є неперервним та обмеженим, і існує обернене неперервне вейвлет перетворення. А отже, будь-яка функція $x(t) \in L^2(\mathbb{R})$ задовольняє рівності, яке називається оберненим вейвлет-перетворенням:

$$\begin{aligned} x(t) &= \frac{1}{C_{\psi}} \int_0^{+\infty} \int_{\mathbb{R}^+ / 0} \langle x(t), \psi_{a,\tau}(t) \rangle \psi_{a,\tau}(t) d\tau \frac{da}{a^2} = \\ &= \frac{1}{C_{\psi}} \int_0^{+\infty} \int_{\mathbb{R}^+ / 0} W_{\psi}(a, \tau) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) d\tau \frac{da}{a^2}. \end{aligned}$$

Цей вираз показує, що маючи коефіцієнти вейвлет-розкладу сигналу $Wf_{\psi}(a, \tau)$, можна відновити за ними початковий сигнал.

Нелінійні методи

До цієї групи методів відносяться, в першу чергу, аналіз ентропії сигналу (ентропія перестановок, ентропія вибірок, наближена ентропія), хаотичності і непередбачуваності значень дискретного сигналу (фрактальні розмірності, експоненти Ляпунова), а також різні методи оцінки «складності» сигналу (складність за Лемпелем-Зівом, кодова довжина).

Аналіз ентропії перестановок

В якості прикладу нелінійного уніваріативного аналізу розглянемо аналіз *ентропії перестановок* (permutation entropy).

Ентропія перестановок — це характеристика хаотичності сигналу та невпорядкованості його значень, яка визначається на основі підходів символічної динаміки.

Ентропія перестановок може бути розрахована лише для дискретного сигналу. Її розрахунок ґрунтується на визначенні відносної кількості патернів в сигналі, які можуть бути утворені при всіх можливих перестановках кількох різних чисел. Перед розрахунком обирається порядок ентропії перестановок m (order) – це кількість відліків сигналу, які будуть входити в один патерн. Наприклад, на рис. 7.1 подані всі можливі патерни, які можна утворити при перестановках $m=3$ різних за величиною чисел a , b , c . Всього існує $m!$ можливих перестановок. В практичних застосуваннях рекомендується брати порядок від третього до сьомого.

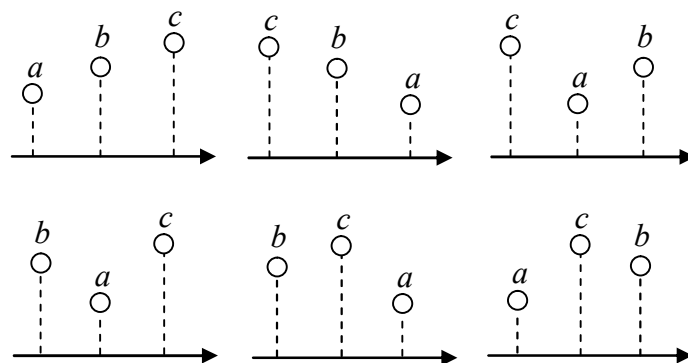


Рис. 7.1 – Патерни розташування значень відліків сигналу, які будуть визначатися при розрахунку ентропії перестановок третього порядку

Після визначення порядку ентропії перестановок обирають величину затримки l (lag), яка буде визначати інтервал між відліками сигналу, які будуть формувати один патерн. Якщо затримка дорівнює 1, то відліки будуть братися підряд, якщо затримка дорівнює 2, то інтервал між відліками в патерні буде рівний двом крокам дискретизації, а відліки будуть братися через один, і т.д. (рис.7.2)

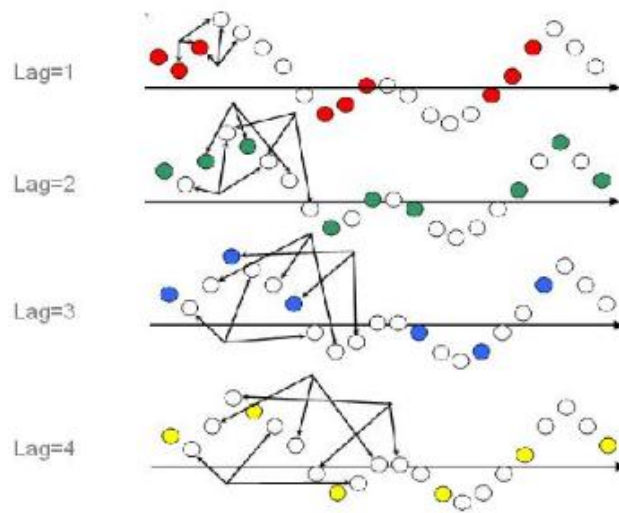


Рис. 7.2 – Патерни в сигналі для розрахунку ентропії перестановок порядку $m = 3$ при різних значеннях затримки

Після того, як обрано порядок ентропії перестановок m та затримку l , в сигналі необхідно знайти відносну кількість кожного з $m!$ можливих патернів. Кожний патерн буде складатися з m відліків сигналу, які взяті з інтервалом l .

Ентропію перестановок розраховують за формулою:

$$PE(m, l) = - \sum_{i=1}^{m!} p(\pi_i) \log p(\pi_i),$$

де $p(\pi_i)$ – відносна кількість появи патерну π_i .

Теоретично можливе максимальне значення ентропії перестановок дорівнює $\log m!$, тому часто використовують нормовану величину

$$PE(m, l) = - \frac{1}{\log m!} \sum_{i=1}^{m!} p(\pi_i) \log p(\pi_i),$$

яка лежить в проміжку від 0 до 1. Величина $PE(m, l)$ близька до нуля відповідає сигналу, значення якого повністю передбачувані, наприклад, зростають чи спадають. Якщо для деякого сигналу отримана $PE(m, l)$ близька до одиниці, це означає, що сигнал містить всі можливі патерни з однаковою імовірністю, отже, сигнал є випадковим.

Аналіз рекурентності

Ще одним нелінійним уніваріативним методом аналізу сигналів є аналіз рекурентності. При цьому вважається, що в сигналі існує деяка повторювальність чи циклічність поведінки, при якій ділянки сигналів, що знаходяться на деякій відстані в часі, можуть бути схожі між собою. Ця періодичність може бути виявлена в фазовому просторі, де стану системи в певний момент часу відповідає одна точка. При зміні стану системи ця точка рухається по деякій траєкторії в фазовому просторі, і ця траєкторія характеризує поведінку системи. При аналізі рекурентності вважається, що той сигнал, який підлягає аналізу, є відображенням роботи деякої системи у фазовому просторі.

Спочатку визначається або задається розмірність фазового простору N , в якому буде відбуватися аналіз. Після цього із відліків сигналу $x[n]$ формуються «вкладені вектори»:

$$u_n = (x[n], x[n-1], x[n-2], \dots, x[n-(N-1)]).$$

Такі вектори є точками в N -вимірному фазовому просторі, які відповідають стану системи в кожний момент часу.

Маючи набір із M таких векторів, можна побудувати матрицю $R(i, j)$ з елементами, які розраховуються за таким правилом:

$$R(i, j) = \theta(\varepsilon - \|u_i - u_j\|), \quad i, j = 1 \dots M,$$

де $\theta(s)$ – функція Хевісайда,

$$\theta(s) = \begin{cases} 0, & s < 0 \\ 1, & s \geq 0, \end{cases}$$

ε – деяке число.

В цій формулі для розрахунку $R(i, j)$ використовується порівняння відстані між двома векторами u_i та u_j в N -вимірному фазовому просторі з деякою граничною відстанню ε . Відстань між векторами визначається деякою

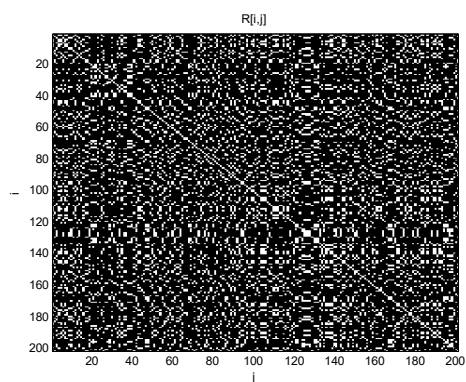
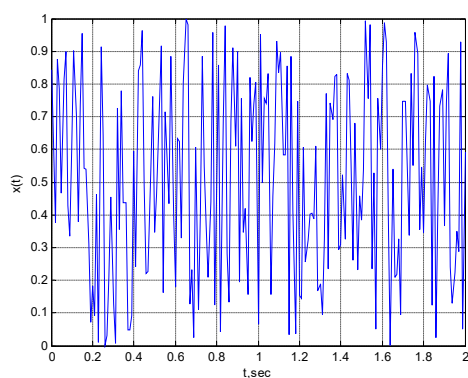
нормою, як правило, евклідовою. Елементами матриці $R(i, j)$ будуть числа 0 або 1 залежно від того, чи знаходяться вектори u_i та u_j далі чи ближче за значення ε .

Вектори u_i та u_j відповідають станам системи в моменти часу з індексами i та j відповідно. Величина ε є радіусом N -вимірної гіперсфери в фазовому просторі з центром в точці u_i . Якщо система в деякий момент часу j знаходиться у стані, який схожий на стан в момент часу i , то вектор u_j буде знаходитись в просторі близько до вектора u_i . Якщо вектор u_j потрапить в окіл, що обмежений сферою з радіусом ε , то аргумент функції Хевісайда буде додатним, і $R(i, j)$ буде дорівнювати 1. Якщо стан системи в момент часу j буде не схожий на стан в момент i , то відстань між векторами u_i та u_j буде більша за ε , аргумент функції Хевісайда буде від'ємний, і значення $R(i, j)$ буде рівним 0.

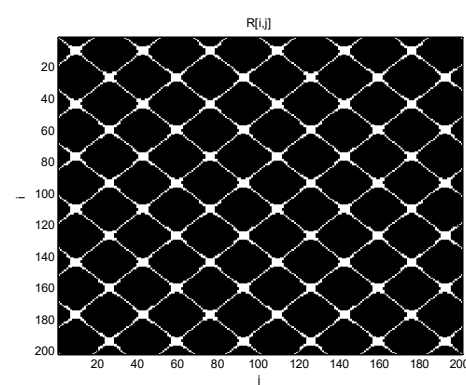
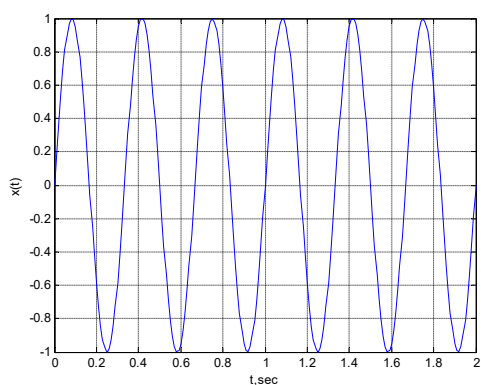
Якщо зобразити елементи матриці $R(i, j)$ на площині, закодувавши значення «0» чорним кольором, а значення «1» – білим, то отримаємо *«рекурентний графік»*. Він допомагає візуалізувати результат аналізу рекурентності та отримати загальну уяву щодо властивостей сигналу, який аналізується.

На рисунку 7.3 подано графіки сигналів та рекурентних графіків для них. Змінюючи значення ε , можна задавати поріг «близькості» векторів у просторі, і таким чином задавати, які стани системи будуть вважатися схожими при аналізі.

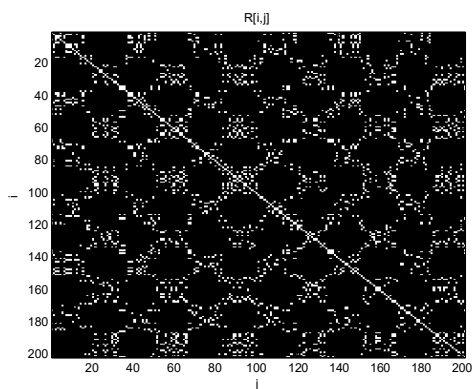
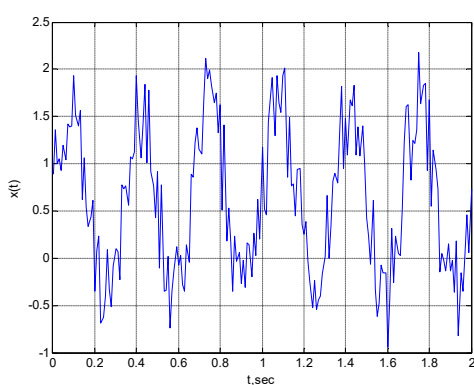
Вертикальні або горизонтальні лінії на рекурентному графіку говорять про те, що характер сигналу не змінювався протягом деякого часу. Діагональні лінії говорять про те, що різні ділянки сигналу змінюються схоже. Аналіз рекурентних графіків вимагає певних навичок і не є тривіальним. Часто використовують різні чисельні показники, які розраховані з використанням значень матриці $R(i, j)$.



а)



б)



в)

Рис. 7.3 – Сигнали та їх рекурентні графіки: а) випадковий сигнал, б) синусоїдальний сигнал, в) зашумлений синусоїдальний сигнал

Серед найбільш розповсюджених кількісних характеристик рекурентних графіків є такі:

- рівень рекурентності:

$$RR = \frac{1}{M^2} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^M R(i, j).$$

- детермінізм:

$$D = \frac{\sum_{d=d_{\min}}^M d \cdot P(d)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^M R(i, j)},$$

де $P(d)$ – функція густини розподілу значень довжин d діагональних ліній на рекурентному графіку;

- ламінарність:

$$L = \frac{\sum_{v=v_{\min}}^M v \cdot P(v)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^M R(i, j)},$$

де $P(v)$ – функція густини розподілу значень довжин v вертикальних ліній на рекурентному графіку.

БІВАРІАТИВНИЙ АНАЛІЗ

Метою біваріативного аналізу є знаходження або оцінювання зв'язку між двома об'єктами (системами або процесами). При цьому апріорі вважається, що такий зв'язок існує (або його наявність перевіряють з використанням сурогатних даних). При біваріативному аналізі одночасно досліджують пару сигналів з метою визначити їх спільні характеристики. Часто ці два сигнали надходять від різних об'єктів, і при аналізі необхідно визначити, наскільки узгодженою, синхронною та взаємозалежною є активність цих двох систем.

Лінійні методи

Одним із простих методів лінійного біваріативного аналізу є дослідження взаємної кореляції між двома сигналами. Раніше було розглянуто дві характеристики кореляції, що чисельно описують, наскільки два сигнали

змінюються разом порівняно з тим, наскільки вони змінюються окремо кожен. Перша – коефіцієнт кореляції, другий – взаємнокореляційна функція.

Ще один лінійний метод біваріативного аналізу – *кросс-спектральний аналіз* за Фур'є (його також називають взаємносектральний аналіз, або аналіз взаємної сектральної густини потужності). Цей аналіз дозволяє дослідити зв'язок між двома сигналами як функцію частоти. Передумовою для того, щоб вважати результати цього аналізу змістовними, є припущення щодо того, що піки в спектрах обох сигналів на одних і тих самих частотах з'являються в результаті того, що процеси є пов'язаними один з одним.

Якщо маємо два сигнали $x(t)$ та $y(t)$ з крос-кореляційною функцією

$$R_{xy}(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)y(t-\tau)dt,$$

то їх кросс-спектр визначається за формулою:

$$F_{xy}(j\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} R(\tau)e^{-j\omega\tau}d\tau.$$

Ще одним методом лінійного біваріативного аналізу є дослідження *спектральної когерентності*. Вона визначається за формулою:

$$\gamma_{xy}(\omega) = \frac{F_{xy}(j\omega)}{\sqrt{F_{xx}(j\omega)F_{yy}(j\omega)}},$$

де $F_{xx}(j\omega)$ та $F_{yy}(j\omega)$ є спектральними густинами потужності сигналів $x(t)$ та $y(t)$ відповідно. Квадрат спектральної когерентності показує, наскільки суттєвою є потужність спектральних складових обох сигналів на однакових частотах.

НЕЛІНІЙНІ МЕТОДИ

Фазова синхронізація

Фазова синхронізація між двома сигналами є явищем встановлення та підтримання постійної різниці фаз між ними. З точки зору теорії, про поняття фази можна вести мову лише у випадку періодичних сигналів, для яких частоти коливань однакові або кратні. Але на практиці використовують поняття «миттєвої фази» сигналу, яка змінюється в часі.

Якщо маємо два сигнали $x(t)$ та $y(t)$ з миттєвими фазами $\varphi_1(t)$ та $\varphi_2(t)$, фазова синхронізація між ними означає виконання такої умови:

$$|n\varphi_1(t) - m\varphi_2(t)| \approx \text{const}$$

де m та n – цілі числа, що показують кратність синхронізації.

Чисельною характеристикою фазової синхронізації є *коефіцієнт фазової синхронізації* (phase locking value, PLV), який описує рівень синхронності зміни фаз та стабільність різниці фаз для двох сигналів в певному частотному діапазоні. КФС можна розрахувати за формулою:

$$PLV(f, t) = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |e^{j\theta_n(f, t)}|,$$

де N – кількість вимірювань сигналу, які використовуються;

f – частота, на якій досліджується синхронізація;

t – момент часу, для якого розраховують миттєві фази;

$\theta_n(f, t) = \phi_{1n}(f, t) - \phi_{2n}(f, t)$ – різниця фаз для n -ої пари сигналів на частоті f в момент часу t .

Якщо неможливо провести багато вимірювань для пар сигналів, то використовується інший коефіцієнт, що оцінює стабільність різниці фаз протягом певного часового вікна:

$$SPLV(f, t) = \left| \frac{1}{\delta} \int_{t-\frac{\delta}{2}}^{t+\frac{\delta}{2}} e^{j(\phi_1(f, \tau) - \phi_2(f, \tau))} d\tau \right|,$$

де δ – тривалість часового вікна.

Значення коефіцієнтів, що характеризують фазову синхронізацію, лежить в межах між 0 та 1; якщо PLV або SPLV близьке до 1, то це говорить про високий рівень синхронізації між двома сигналами.

В загальному випадку розраховувати характеристики синхронізації треба для коливань на одній частоті, але на практиці вимагається, щоб обидва сигнали мали вузькосмуговий спектр. Для цього сигнали попередньо фільтруються смуговими фільтрами. Також необхідним є визначення миттєвої фази для кожного з двох сигналів в певні моменти часу. Це найчастіше виконується з допомогою перетворення Гільберта або вейвлет-перетворення.

Взаємна інформація

Взаємна інформація – це міра обсягу інформації, яку містить один випадковий процес про інший випадковий процес. Взаємна інформація між двома сигналами може бути розрахована лише у випадку, коли вважається, що ці сигнали – випадкові і зв'язані один з одним. Іншими словами, величина взаємної інформації – це те, наскільки зменшиться незнання характеристик одного процесу, якщо ми знаємо характеристики іншого процесу, що пов'язаний з першим. Взаємна інформація між випадковими процесами X та Y може бути розрахована за виразом:

$$I(X; Y) = \sum_{y \in Y} \sum_{x \in X} p(x, y) \log \left(\frac{p(x, y)}{p(x)p(y)} \right),$$

де $p(x, y)$ – взаємна густина розподілу імовірності випадкових процесів X та Y ;

$p(x)$ та $p(y)$ – їх густини розподілу імовірностей, відповідно.

Основною проблемою при розрахунку взаємної інформації є необхідність мати густини розподілу для сигналів, які аналізуються. Для цього існують різні методи оцінки густин розподілу, зокрема, на основі гістограм. Також необхідно

проводити статистичні тести для того, щоб виявити, чи дійсно сигнали пов'язані, чи ненульове значення взаємної інформації отримане випадково і не має смислу.

Застосування методів цифрової обробки і аналізу біомедичних сигналів на прикладі задачі виділення ЕКГ плоду з абдомінального сигналу вагітної жінки

Електрокардіографічний метод дозволяє неінвазивно, розмістивши електроди на животі вагітної жінки, зареєструвати абдомінальний електрокардіографічний сигнал (рис. 7.4), що представляє собою суміш електрокардіограм матері та плоду. Для подальшого аналізу стану плоду необхідно за допомогою цифрових методів обробки ЕКГ сигналів відокремити фетальну електрокардіограму (ФЕКГ).

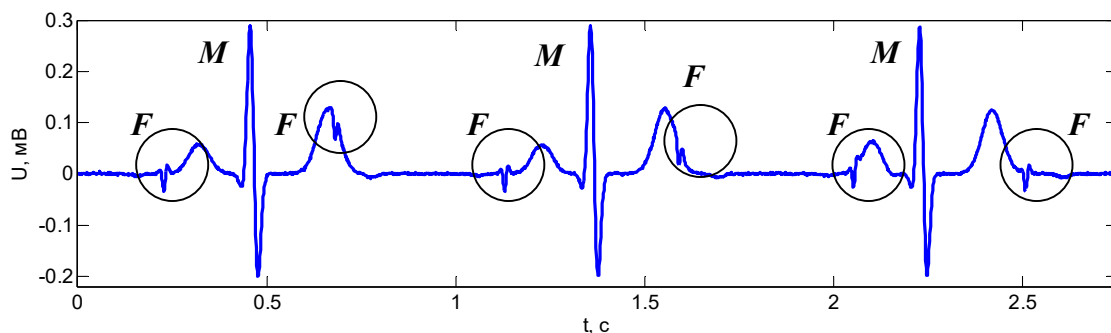


Рис. 7.4 – Абдомінальна ЕКГ: *M* — материнські кардіоцикли,
F — фетальні кардіоцикли у складі материнських

Стандартний кардіоцикл плоду містить ті ж зубці й комплекси, що і кардіоцикл матері. Однак, відмінності полягають у амплітудно-часових параметрах: у нормі амплітуда *QRS* комплексу плоду лежить в діапазоні від 1 до 50 мкВ, амплітуда *QRS* комплексу матері — 100-1000 мкВ; частота серцебиття плоду становить 120-160 ударів на хвилину, матері — від 60 до 90 ударів на хвилину.

Виділення ФЕКТ з абдомінального сигналу являє собою складну задачу через наявність шумових складових, які мають різну природу і включають в себе:

1. *Високоамплітудну материнську ЕКТ*. Частотні спектри ЕКТ плоду та ЕКТ матері значно перекриваються, до того ж амплітуда зубців ЕКТ плоду менша за амплітуду зубців ЕКТ матері.

2. *Мережеву наводку*, що являє собою синусоїдальну перешкоду частотою 50 Гц.

3. *Електроміографічну активність м'язів живота і матки матері*.

4. *Шум електродів*, який обумовлений контактом електродів і шкіри живота матері.

5. *Артефакти руху плоду*.

6. *Власний шум в обладнанні реєстрації ЕКТ*.

7. *Навколишній шум*, джерелом якого є навколишнє електромагнітне випромінювання.

8. *Дрейф ізолінії*, що обумовлений диханням матері і являє собою синусоїдальну перешкоду, частота якої залежить від частоти дихання.

Для дослідження можливості застосування різних методів цифрової обробки сигналів до задачі виділення фетальної ЕКТ з абдомінальних ЕКТ сигналів матері побудовано модельні абдомінальні сигнали, які містять ЕКТ плоду в нормі та з різними проявами гіпоксії. До модельного ЕКТ сигналу матері додано модельний фетальний ЕКТ сигнал, а також шумові складові у вигляді адитивного білого гаусівського шуму (рис. 7.5). Частота дискретизації отриманого модельного сигналу відповідає частоті дискретизації сигналів, що реєструються системами електрокардіографії високого розрізнення, і становить 1 кГц. Середня амплітуда модельних *QRS* комплексів плоду приблизно в 10 разів менше амплітуди *QRS* комплексів матері і становить 35 мкВ. Модель враховує варіабельність ритму серця матері та плоду, а також коливання в амплітудах зубців ЕКТ. Розкид тривалості *R-R* інтервалів від їх середньої тривалості складає $\pm 10\%$ для матері та $\pm 15\%$ для плоду, що відповідає

фізіологічним особливостям дорослої людини та плоду. Тривалість $R-R$ інтервалів задано за допомогою генератора псевдовипадкових чисел за нормальним законом розподілу.

Аналогічним чином отримано моделі багатоканальних абдомінальних записів ЕКГ для стану плоду в нормі та з наявністю ознак гіпоксії.

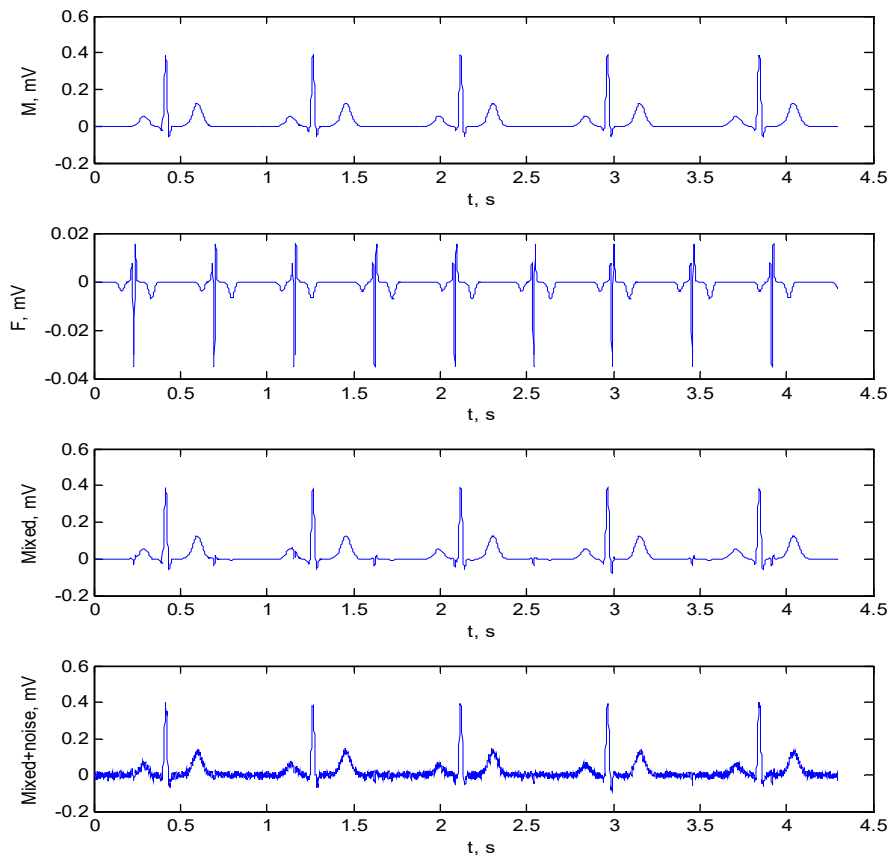


Рис. 7.5 – Побудова моделі абдомінальної ЕКГ: а) материнська ЕКГ; б) фетальна ЕКГ; в) сума материнської та фетальної ЕКГ; г) абдомінальний сигнал з додаванням шуму

Аналіз абдомінальної ЕКГ передбачає попередню обробку сигналу з метою усунення шумових складових і виділення ЕКГ плоду для подальшого визначення діагностичних параметрів. Дискретний вейвлет-розклад є методом, що дозволяє провести як усунення шумів, так і очищення абдомінального сигналу від головної високоамплітудної перешкоди — ЕКГ матері.

Сигнал абдомінальної ЕКГ за допомогою дискретного вейвлет-розкладу подається у вигляді суми апроксимуючої складової та деталізуючих складових:

$$S(t) = A_m(t) + \sum_{j=1}^m D_j(t),$$

де m — кількість рівнів вейвлет-розкладу.

Коефіцієнти апроксимації відображають низькочастотні складові абдомінального ЕКГ сигналу, коефіцієнти деталізації — високочастотні компоненти абдомінального ЕКГ сигналу. Ця властивість вейвлет-аналізу дозволяє видалити шуми, а також розділити ЕКГ матері та плоду.

Високочастотна шумова компонента міститься головним чином на рівнях деталізації, тому завдання усунення таких шумів полягає в обробці коефіцієнтів деталізації. При цьому обнуляються вейвлет-коефіцієнти нижче обраного шумового порогу, який для кожного рівня деталізації може бути різним. Далі за допомогою оберненого дискретного вейвлет-перетворення здійснюється відновлення сигналу абдомінальної ЕКГ без коефіцієнтів, що містять шум. На рис. 3.2.6 представлено дискретний вейвлет-розклад модельної абдомінальної ЕКГ до 5-го рівня з використанням "симетричного" вейвлета 6-го порядку: $S = a_5 + d_5 + d_4 + d_3 + d_2 + d_1$, де S — сигнал абдомінальної ЕКГ, a_5 — апроксимуюча складова 5-го рівня, d_i — деталізуючі складові 1-5 рівней.

Присутність шумових складових проявляється на рівнях деталізації d_1, d_2, d_3 . При цьому, коефіцієнти деталізації для рівнів d_1, d_2 доцільно обнулити повністю, а до коефіцієнтів деталізації d_3 рівня необхідно застосувати порогову обробку, так як на даному рівні крім шумових складових присутні ознаки фетальної ЕКГ. За допомогою оберненого дискретного вейвлет-перетворення здійснюється відновлення модельного сигналу абдомінальної ЕКГ без коефіцієнтів, що містять шум (рис. 7.7).

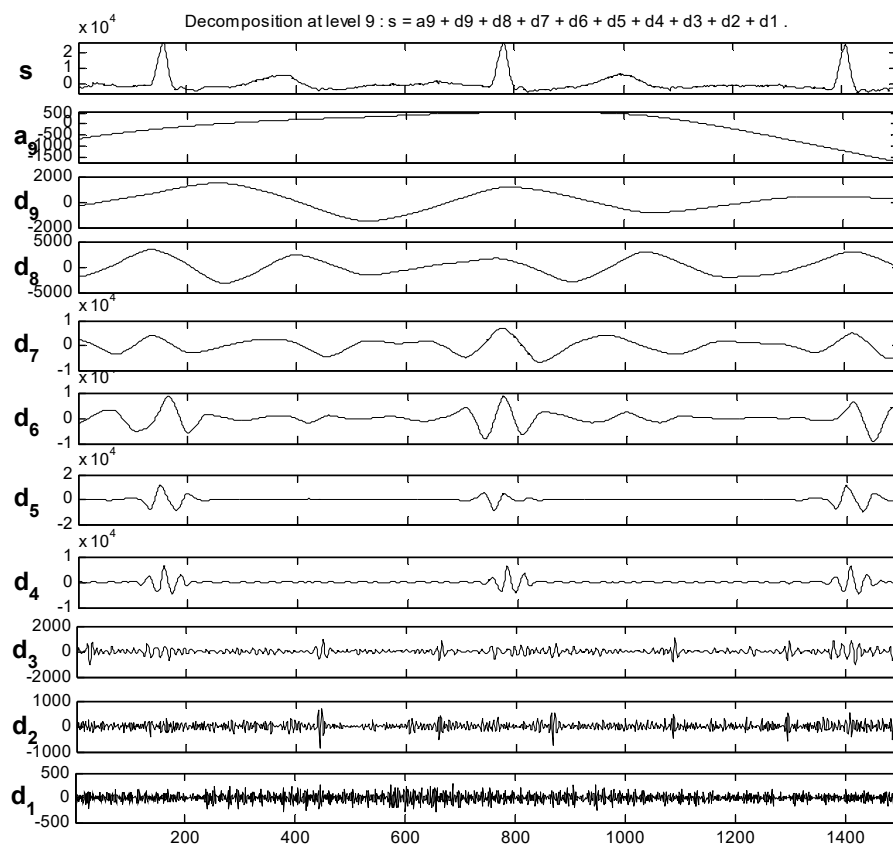


Рис. 7.6 – Вейвлет-розклад з використанням “симетричного” вейвлета 2 порядку до 9 рівня

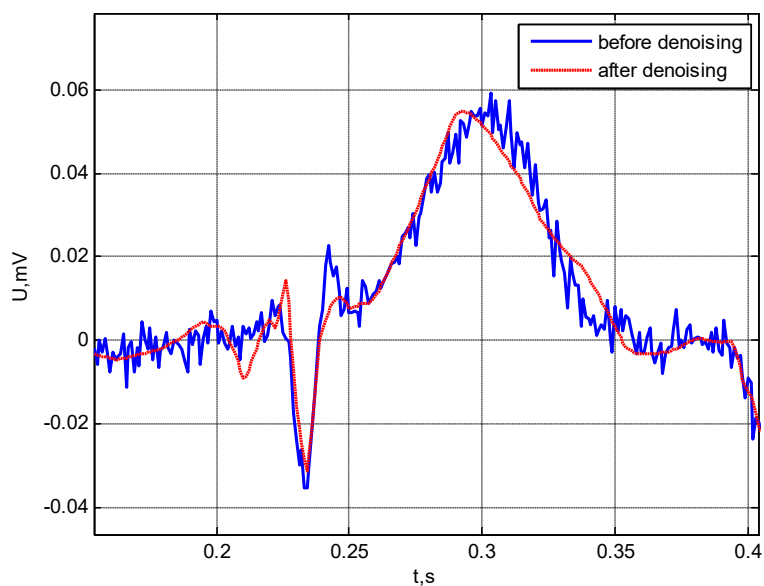


Рис. 7.7. – Фрагмент модельної абдомінальної ЕКГ, що містить кардіоцикл плоду, до і після усунення шумової складової

У разі необхідності усунення дрейфу ізолінії, яка є низькочастотною перешкодою, навпаки, потрібно обнуляти коефіцієнти апроксимації при вейвлет-розкладі до досить високого рівня, наприклад, 8-го чи 9-го. На рис. 7.7 апроксимуюча складова дев'ятого рівня являє собою низькочастотну складову абдомінальної ЕКГ. Для усунення дрейфу ізолінії у вигляді цієї складової необхідно відновити сигнал за умови нульових вейвлет-коефіцієнтів апроксимації. Після усунення шумів необхідно виділити фетальну ЕКГ з абдомінального ЕКГ сигналу матері. При виділенні кардіоциклів плоду за допомогою вейвлет-розкладу необхідно використовувати вейвлет-функцію, яка подібна за формою до фетальних кардіоциклів і дозволяє визначити їх локалізацію у складі абдомінальної ЕКГ. Експериментальні дослідження показали, що застосування «симетричних» вейвлет-функцій дає гарні результати під час виділення фетальних *QRS* комплексів з абдомінальних ЕКГ сигналів матері, оскільки «симетричні» вейвлет-функції найбільш близькі за формою до фетальних *QRS* комплексів (рис. 7.8).

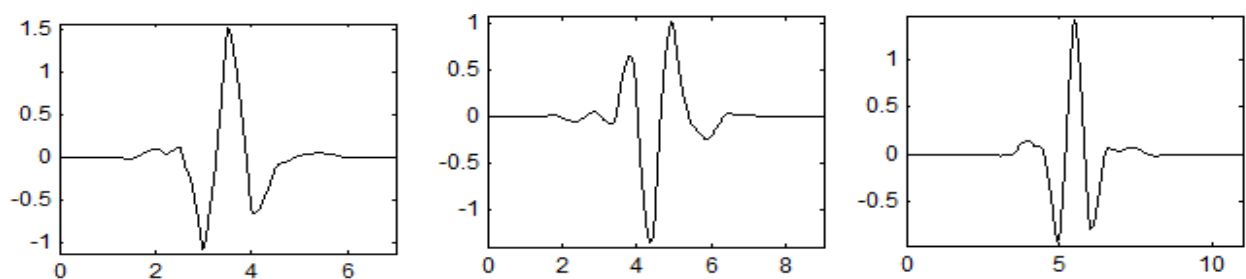


Рис. 7.8 – «Симетричні» вейвлет-функції 4, 5, 6 порядків

На рис. 7.9 наведено вейвлет-розклад до 5 рівня моделі очищеної від шуму абдомінальної ЕКГ з використанням «симетричного» вейвлета 6-го порядку.

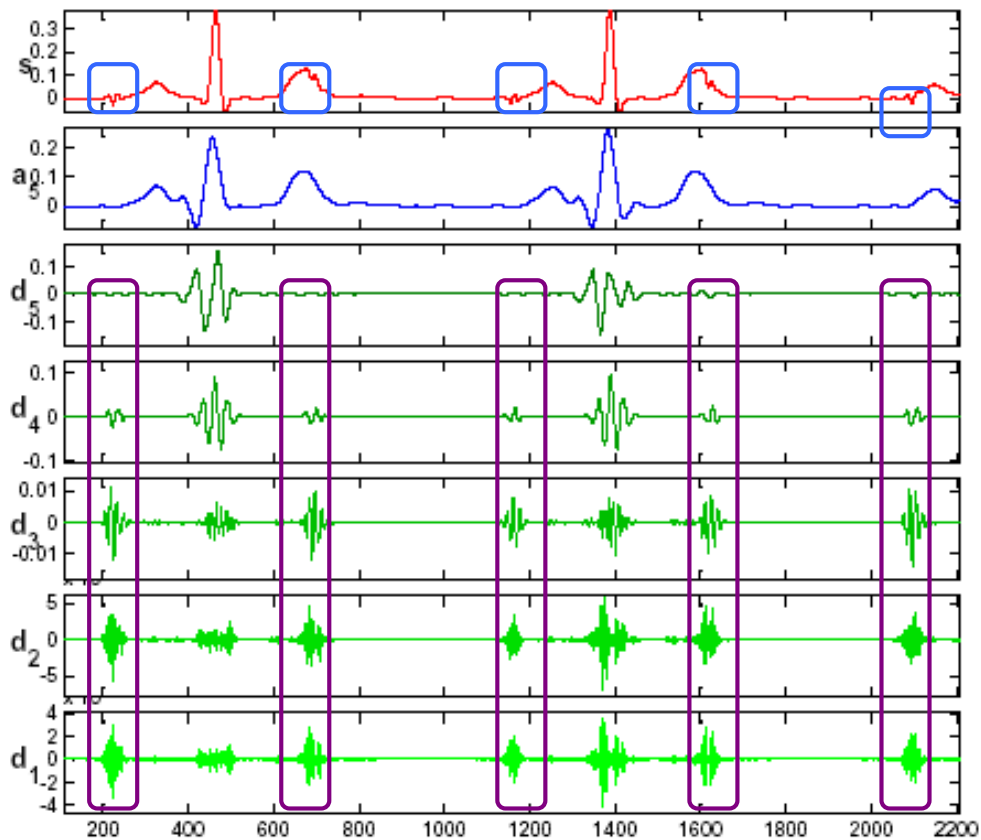


Рис. 7.9 – Вейвлет-розклад до 5 рівня моделі очищеної від шуму абдомінальної ЕКГ з використанням "симетричного" вейвлета 6-го порядку

Ознаки QRS комплексів плоду присутні на рівнях деталізації d_1, d_2, d_3, d_4 . На рівні деталізації d_5 і на рівні апроксимації a_5 кардіоцикли плоду не проявляються. Тому для виділення фетальної ЕКГ з абдомінального сигналу необхідно враховувати лише коефіцієнти рівнів деталізації d_1, d_2, d_3, d_4 . При цьому, в отриманому сигналі потрібно виключити з розгляду ділянки, що містять ознаки QRS комплексів матері, так як вони проявляються на всіх рівнях вейвлет-розкладу сигналу (рис. 7.9).

За допомогою застосування дискретного вейвлет-розкладу до задачі виявлення фетальної ЕКГ з використанням різних вейвлет-функцій і різної кількості рівнів розкладу показано, що на основі вейвлет-розкладу можна визначити локалізацію QRS комплексів плоду і значення $R-R$ інтервалів для аналізу варіабельності ритму серця плоду, однак точно проаналізувати морфологію виявлених кардіоциклів вейвлет-аналіз не дозволяє. Виділені з

сумарного абдомінального сигналу за допомогою вейвлет-аналізу *QRS* комплекси плоду мають близьку форму до *QRS* комплексів у складі модельних кардіоциклів плоду, які були додані в модельний абдомінальний сигнал, проте присутні явні спотворення в інших сегментах кардіоциклу і діагностично важлива інформація щодо низькочастотних *P* і *T* зубців втрачається (рис. 7.10 – 7.11).

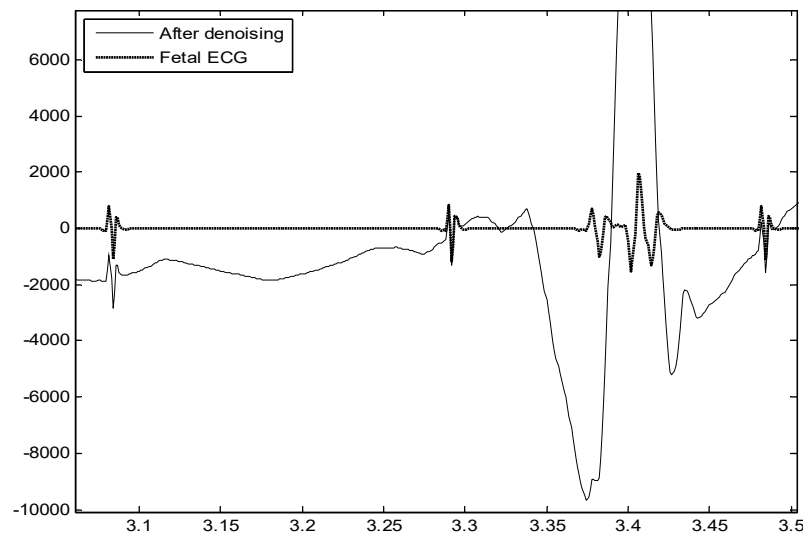


Рис. 7.10 – Абдомінальний ЕКГ сигнал після усунення шумових складових та сума деталізуючих складових d_1, d_2, d_3, d_4

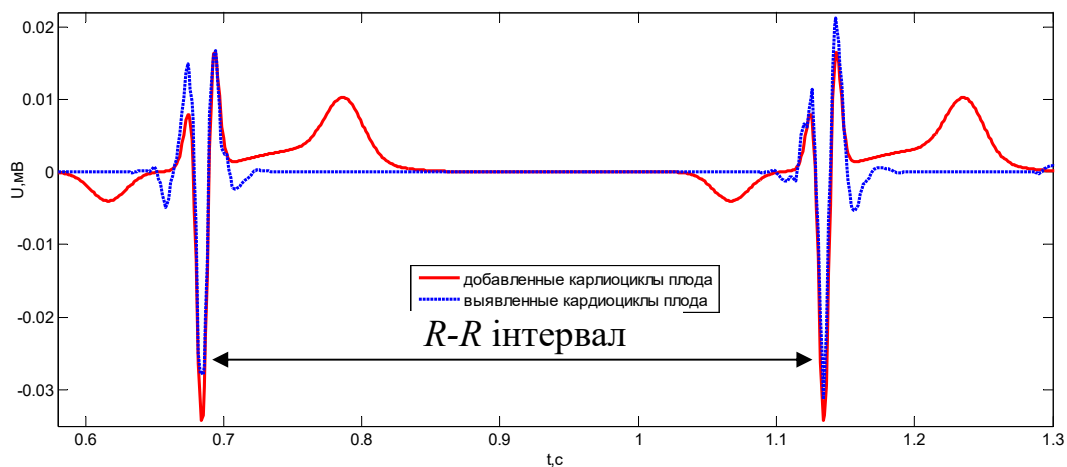


Рис. 7.11 – Модельні фетальні кардіоцикли з проявом гіпоксії плоду у вигляді зсуву *ST* сегменту і інверсії *T* зубця відносно ізолінії: додані в абдомінальний сигнал з шумом і виділені з нього за допомогою вейвлет-перетворення. У виявлених кардіоциклах інформація щодо *P* і *T* зубців втрачена

Одним з інших перспективних методів розділення електрокардіографічних сигналів матері та плоду є **метод сліпого розділення джерел**. Стандартні методи виділення сигналів із суміші ґрунтуються на відмінності часових або спектральних характеристик цих сигналів і відомому законі змішування. У випадку, коли змішані сигнали перекриваються в часовій, спектральній і просторових областях, застосовується метод «сліпого» розділення джерел (Blind Source Separation — BSS), який являє собою процес розділення при невідомому процесі змішування. Даний процес називається «сліпим» через мінімум апріорної інформації про характер джерел, сигнали від яких потрібно розділити. Для реалізації BSS найчастіше використовується метод аналізу незалежних компонент (Independent Component Analysis — ICA), при якому процес розділення ґрунтується на припущенні про відмінність статистичних характеристик та статистичної незалежності джерел, сигнали яких мають негаусівський закон розподілу.

У разі виділення ЕКГ плоду з абдомінальних сигналів матері для подолання обмежень «сліпого» характеру джерел, сигнали від яких потрібно розділити, обирається векторна модель електричної активності серця, що має дипольну структуру. При цьому підході приймається припущення, що вектор серця має фіксоване просторове положення і змінює в часі свою амплітуду і напрям. Сигнал ЕКГ матері (ЕКГМ), виміряний в будь-якій точці на тілі матері, може бути представлений у вигляді лінійної суперпозиції трьох ортогональних сигналів — підпростором джерел ЕКГМ. Аналогічно можна представити підпростір джерел сигналу ЕКГ плоду (ЕКГП), а також виділити підпростір шуму.

Для будь-якого моменту часу вектор джерел сигналу можна визначити як:

$$s(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_q(t)],$$

де $s_i(t)$, $i = 1, 2, \dots, q$ — ЕКГ-джерела.

Спостереження цих сигналів на поверхні тіла матері проводиться з використанням декількох приймачів, при цьому результатами вимірювання є

різниці потенціалів між парами електродів, розташованими на поверхні тіла. Для p таких пар (p ЕКГ-відведень) можна записати вектор спостереження:

$$x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_p(t)].$$

Для низькочастотних сигналів, якими є ЕКГ сигнали, тіло є абсолютно провідним і лінійним середовищем з практично нескінченною швидкістю поширення електричного сигналу. В результаті, коливання, яке спостерігається в кожній точці поверхні тіла, може бути представлене як лінійна комбінація сигналів джерел від серця та адитивної перешкоди

$$\begin{aligned} x_1(t) &= m_{11}s_1(t) + m_{1q}s_q(t) + n_1(t) \\ &\vdots \\ x_p(t) &= m_{p1}s_1(t) + m_{pq}s_q(t) + n_p(t) \end{aligned}$$

або в матричній формі:

$$X(t) = MS(t) + N(t),$$

де $X(t)$ — вектор спостережень;

M — змішуюча матриця, яка містить коефіцієнти m_{ij} , з якими сигнал кожного з джерел входить в вектор спостережень;

$N(t)$ — шумові компоненти.

Величини коефіцієнтів матриці M невідомі, оскільки невідома модель поширення сигналу від джерел до приймачів. Невідомий також вигляд сигналів окремих джерел $s_i(t)$, оскільки вони не можуть спостерігатися безпосередньо і доступні лише у вигляді суміші.

Можна припустити, що сигнали джерел через фізичну незалежність біоелектричних явищ, що визначають їх, є статистично незалежними. З тих же міркувань шумові компоненти $n_j(t)$ також можна вважати статистично незалежними в різних каналах, а також незалежними від джерел сигналів. Необхідно виділити сигнали окремих джерел $s_i(t)$ з суміші сигналів. Розв'язок задачі (у найпростішому випадку за відсутності шумів) полягає в знаходженні матриці розділення R з коефіцієнтами r_{ji} такими, що:

$$S = RX.$$

Ця матриця є оберненою до матриці змішування M . Якщо відомі коефіцієнти m_{ij} можна визначити r_{ji} . Але проблема полягає в тому, що вони невідомі. Таким чином, завдання виділення сигналу ЕКГП на фоні ЕКГМ формулюється таким чином: за вимірами $X(t)$ необхідно спільно визначити матрицю змішування M і сигнали джерел $S(t)$.

Аналіз результатів, отриманих при обробці модельних та реальних абдомінальних сигналів, показав, що при виявленні фетальної ЕКГ з метою оцінювання морфології кардіоциклів вейвлет-перетворення доцільно застосовувати як інструмент для усунення шумів, який використовується в комбінації з методами аналізу головних компонент (PCA — Principal component analysis) та аналізу незалежних компонент (ICA — Independent Component Analysis). За допомогою проведених досліджень показано, що вейвлет-перетворення краще застосовувати не перед методом ICA, а після нього з метою очищення виділених незалежних компонент від шуму (рис. 7.12). У разі застосування вейвлет-перетворення перед методом ICA незначні спотворення сигналу, що виникають внаслідок вейвлет-фільтрації, можуть проявитися в незалежних компонентах у вигляді значних спотворень, які співрозмірні за амплітудою з фетальними кардіоциклами.

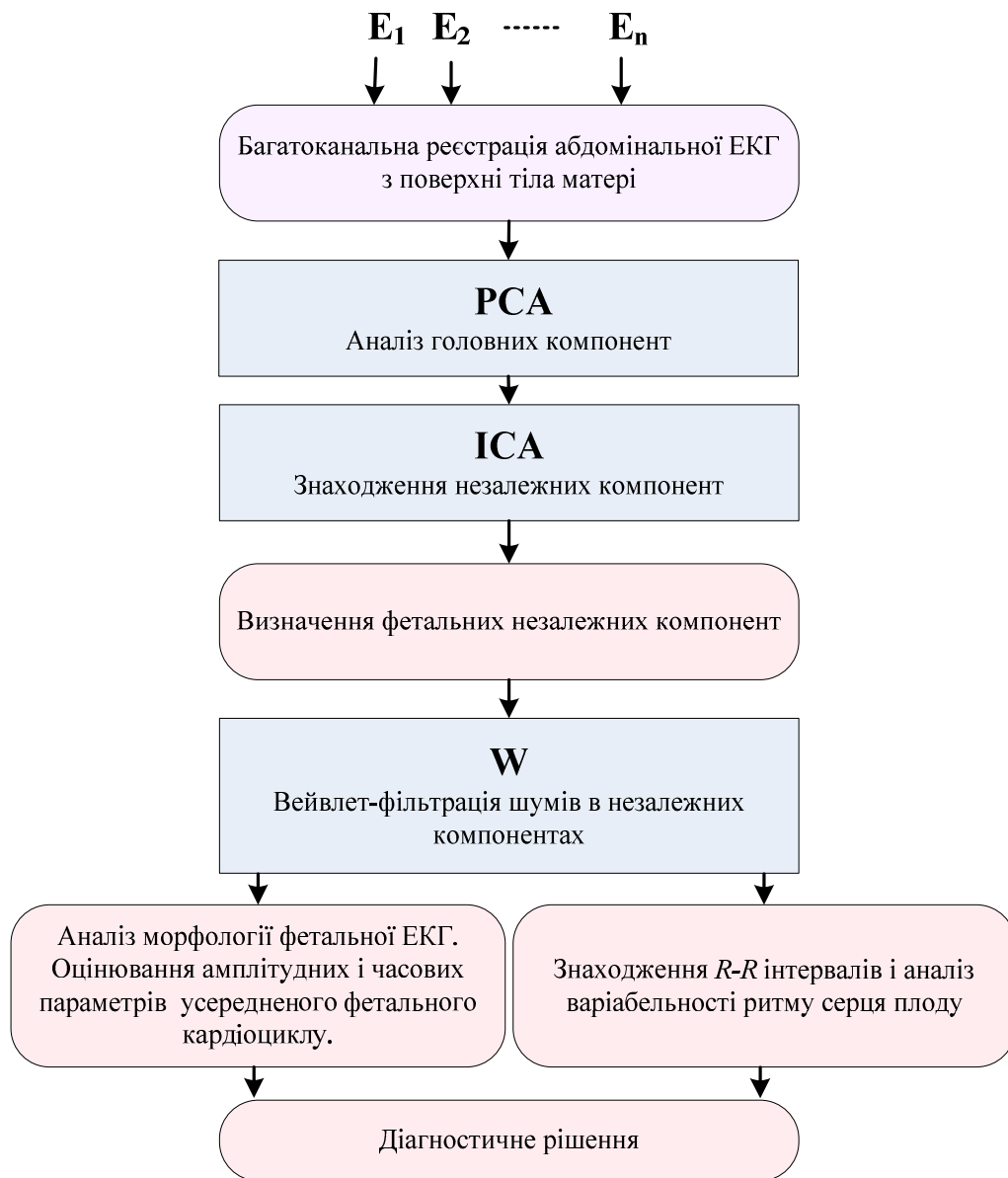


Рис. 7.12 – Алгоритм комплексного методу виділення ЕКГ плоду

На рис. 7.13 наведено 4 незалежні компоненти, отримані для модельної 6-ти каналної абдомінальної ЕКГ. При цьому, одна з незалежних компонент є фетальною. У зв'язку з тим, що частота серцевих скорочень плоду перевищує частоту серцевих скорочень матері приблизно в два рази, фетальні незалежні компоненти можуть бути легко ідентифіковані серед материнських незалежних компонент. З метою усунення шуму застосовано вейвлет-перетворення з пороговою обробкою вейвлет-коефіцієнтів (рис. 7.14).

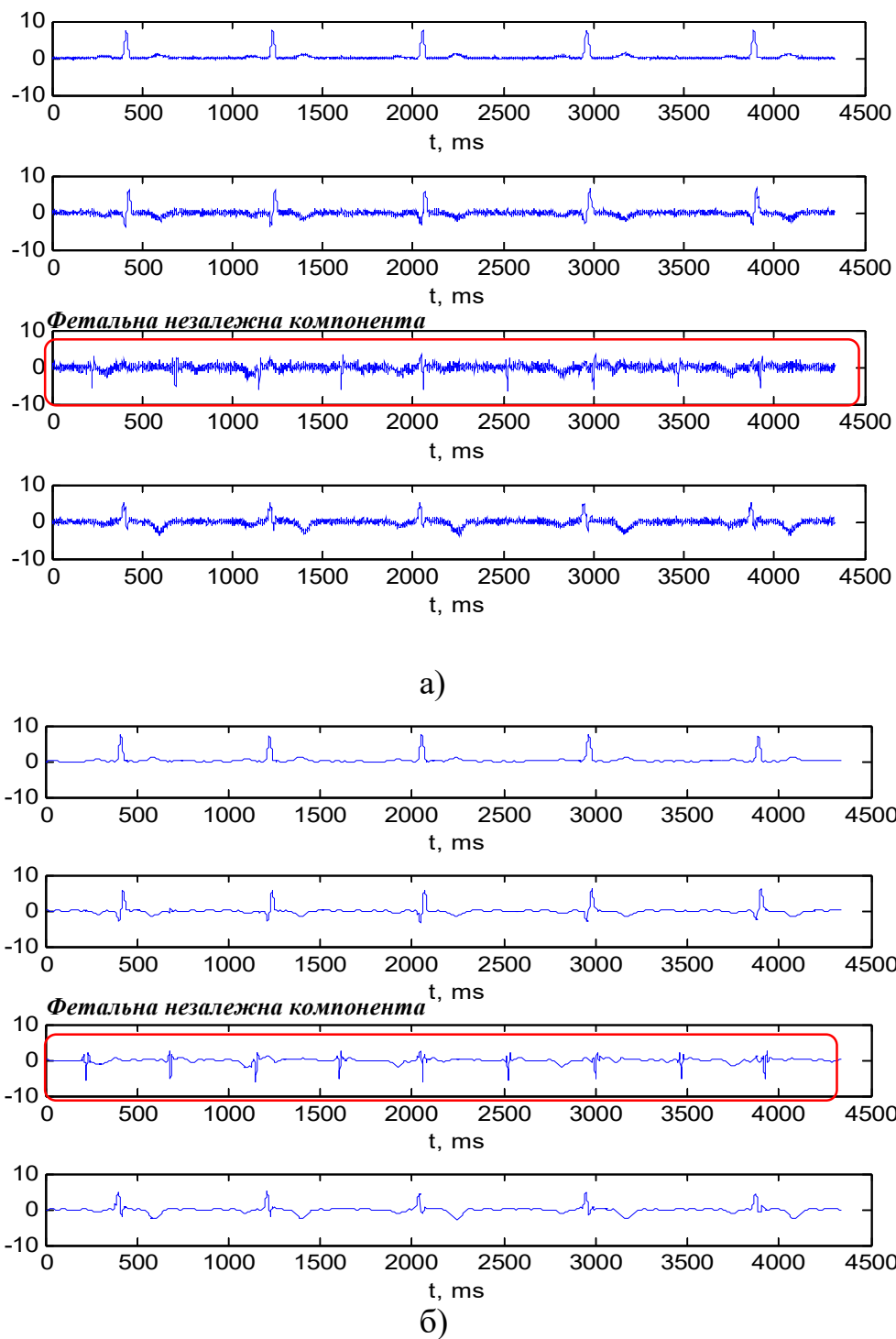


Рис. 7.13 – Чотири незалежні компоненти для модельної абдомінальної 6-ти каналної ЕКГ: а) до усунення шуму; б) після усунення шуму за допомогою вейвлет-перетворення

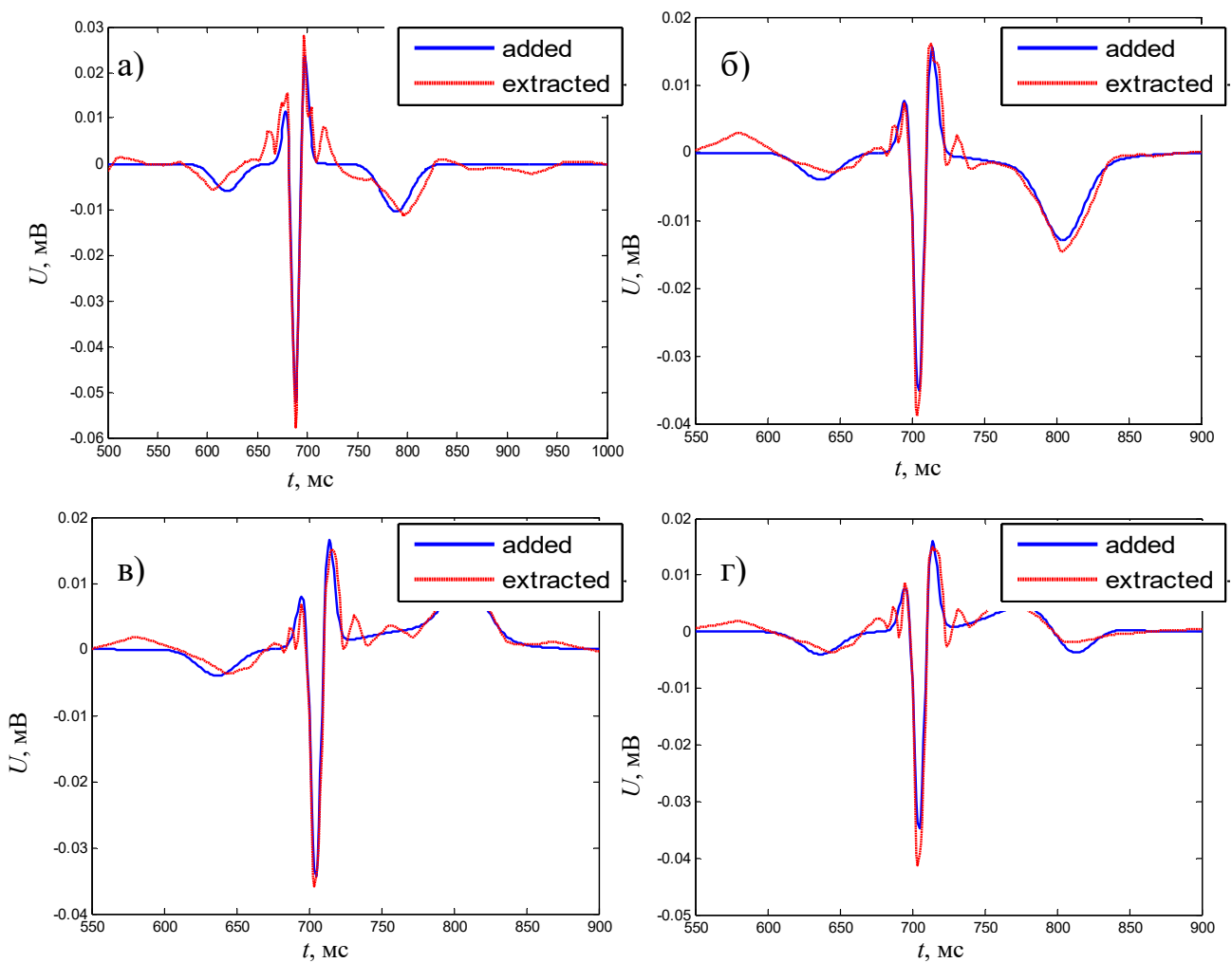




Рис. 7.14 – Модельні фетальні кардіоцикли, додані до абдомінального сигналу з шумом () і виявлені з нього за допомогою методу ІСА в комбінації з вейвлет-перетворенням (). У виявлених кардіоциклах інформація щодо P і T зубців зберігається: а) норма; б) збільшення амплітуди T зубця; в) зміна полярності T зубця; г) зміщення ST сегменту щодо ізолінії та двуфазність T зубця

Варто відзначити, що фетальні кардіоцикли, отримані з очищеної від шуму фетальної незалежної компоненти при спільному застосуванні методів РСА, ІСА і вейвлет-перетворення, дуже близькі за своєю формою до модельних кардіоциклів, що додавалися до суміші абдомінального сигналу і шуму. Незважаючи на незначні спотворення, діагностично важлива інформація про

низькочастотні P і T зубці, а також про відхилення ST сегменту від ізолінії не втрачається і може бути оцінена кількісно.

Застосування запропонованого алгоритму до аналізу реальних багатоканальних абдомінальних ЕКГ сигналів підтверджує результати, отримані на модельних сигналах. З метою проведення якісної оцінки морфологічних параметрів ЕКГ плоду використовують усереднення послідовних кардіоциклів плоду, отриманих з фетальної незалежної компоненти і синхронізованих за R зубцем. При цьому необхідно зареєструвати достатньо тривалу абдомінальну ЕКГ, бо методика усереднення сигналу потребує досить великої кількості кардіоциклів.

На рис. 7.15 наведені п'ять незалежних компонент, отриманих для реальної 5-ти канальної абдомінальної ЕКГ з бази даних DaISy (Database for the Identification of Systems). Одна з незалежних компонент є фетальною. З метою усунення шуму і дрейфу ізолінії у фетальній незалежній компоненті було застосовано вейвлет-розклад. Очищена фетальна незалежна компонента використана з метою знаходження RR інтервалів ЕКГ плоду (рис. 7.16а), а також для отримання усередненого фетального кардіоциклу (рис. 7.16б). При цьому, усереднення фетального ЕКГ сигналу проведено за методом ЕКГ ВР при накопиченні фетальних кардіоциклів з синхронізацією за R зубцем.

Розглянемо ще один приклад обробки реальних даних з ресурсу PhysioNet. Рис. 7.17 зображує фрагмент запису 4-х канальної абдомінальної ЕКГ, зареєстрованої у жінки під час пологів на 39 тижні вагітності (Abdominal and Direct Fetal Electrocardiogram Database), яка наведена на рис. 7.15. Сигнали зареєстровано з частотою дискретизації 1 кГц, при цьому розрядність аналого-цифрового перетворювача – 16 біт. Незалежні компоненти матері та плоду, що отримані для цього запису за допомогою ІСА аналізу та очищені від шумових складових за допомогою вейвлет-перетворення, наведені на рис. 7.18.

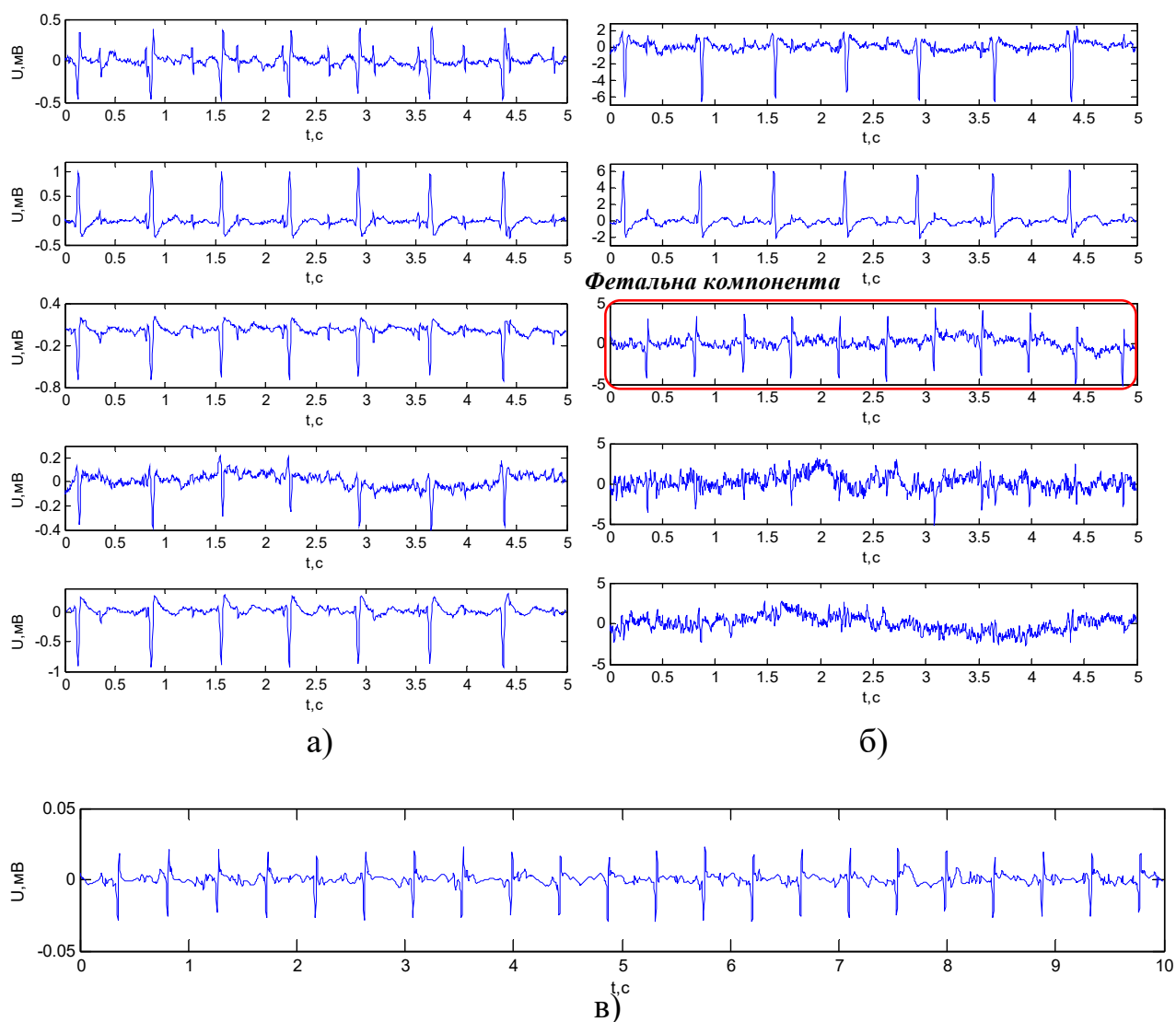


Рис. 7.15 – Результати експериментів з реальними абдомінальними ЕКГ сигналами: а) абдомінальна 5-ти канална ЕКГ; б) незалежні компоненти абдомінальної ЕКГ; в) фетальна незалежна компонента після усунення дрейфу і високочастотних шумів за допомогою вейвлет-аналізу

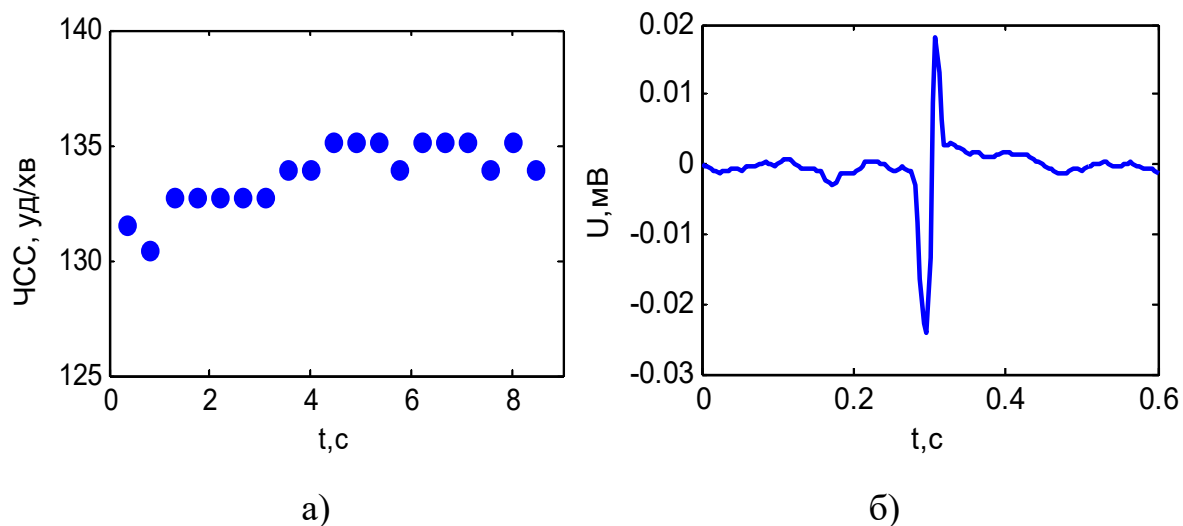


Рис. 7.16 – Результати експериментів з реальними абдомінальними ЕКГ сигналами: а) оцінювання частоти серцевих скорочень плоду; б) визначення усередненого кардіоциклу плоду

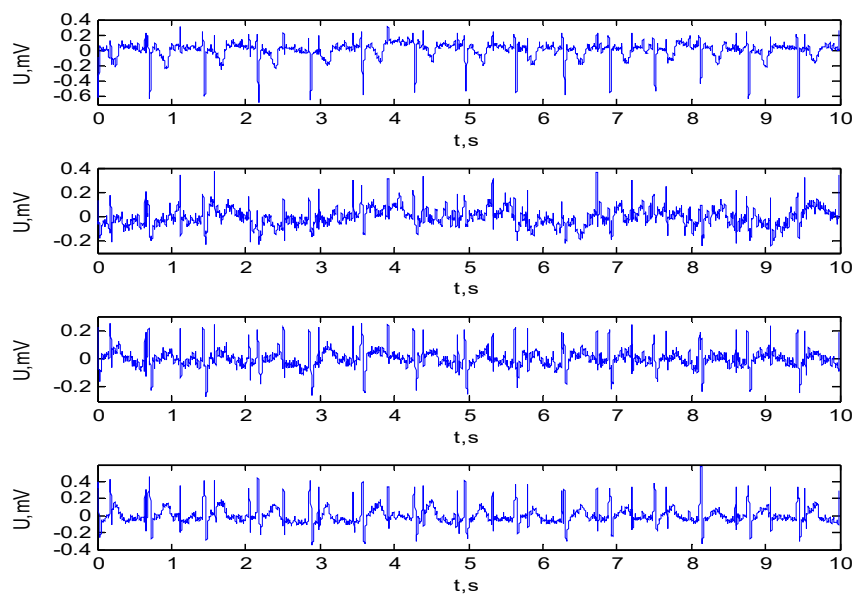


Рис. 7.17 – 4-х канальна абдомінальна ЕКГ

Кардіоцикл плоду, виявлений з материнської абдомінальної ЕКГ, за своєю формою нагадує кардіоцикл з прямої електрокардіограми плоду, одночасно зареєстрованої з голівки плоду під час пологів (рис. 7.19). Відмінності у формі кардіоциклів, що порівнюються, пояснюються різним розташуванням електродів під час реєстрації сигналів.

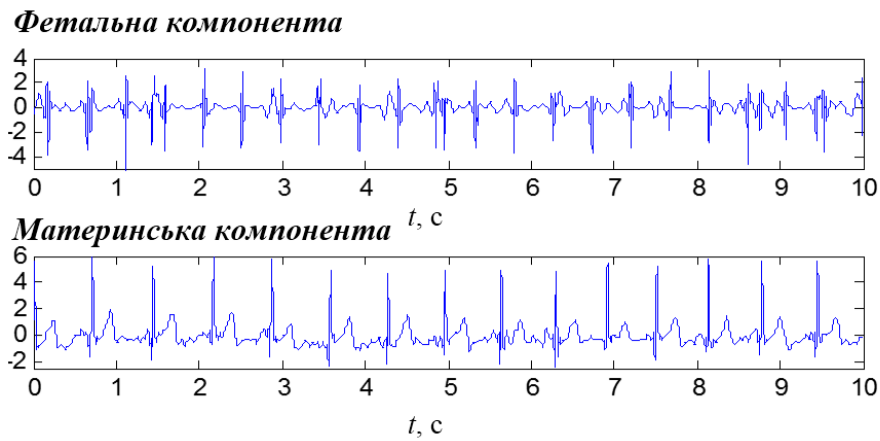


Рис. 7.18 – Незалежні компоненти ЕКГ матері та плоду

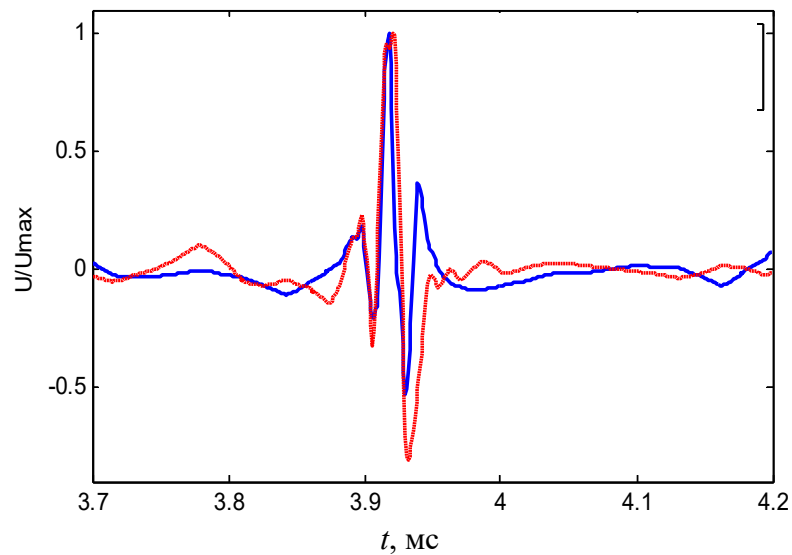


Рис. 7.19 – Кардіоцикл плоду, виявлений з неінвазивної абдомінальної материнської ЕКГ (—), а також кардіоцикл, що був зареєстрований одночасно з голівки плоду інвазивним шляхом (- -)

Виділення ЕКГ плоду з абдомінальних електрокардіосигналів матері дозволяє оцінити варіабельність серцевого ритму плоду, а також визначити морфологічні параметри кардіоциклів плоду.

ОСНОВНІ МЕТОДИ АНАЛІЗУ ДВОВИМІРНИХ СИГНАЛІВ

Зображення як багатовимірні сигнали

Сигнали, які є функціями одної змінної, як правило, часу $s(t)$, називаються одновимірними. До цього класу сигналів відносяться всі сигнали, які вимірюються з використанням одного вимірювального каналу. Багатовимірними називаються сигнали, значення яких залежить не від одної змінної, а від кількох. Найбільш розповсюдженим прикладом багатовимірного сигналу є зображення. В такому сигналі значення сигналу є функцією двох координат в просторі $I_1(x, y)$. Наприклад, якщо мова іде про сірошкальне зображення, то значення сигналу є яскравістю точки в просторі. Як правило, яскравість – число від 0 до 1, де 0 відповідає точці чорного кольору (відсутність яскравості), а 1 – відповідає точці білого кольору (максимальна яскравість). Проміжні значення між 0 та 1 говорять про насиченість кольору: 0.5 відповідає сірому кольору, 0.2 – темно-сірому, 0.8 – світло-сірому і т.д.

Всі методи аналізу та обробки одновимірних сигналів, які вивчалися до цього, можуть бути застосовані до багатовимірних сигналів, але з урахуванням залежності значення сигналів від більше ніж одної змінної.

Отримання, обробка та аналіз зображень розповсюджені в багатьох галузях науки і техніки, і набувають все більш широкого розвитку.

Застосування аналізу зображень:

- аналіз та обробка двовимірних зображень (фотографій) при стисненні, кодуванні, розпізнаванні об'єктів, покращенні якості зображень;
- аналіз та обробка рухомих зображень (відеопослідовностей) при стисненні відео, автоматичному контролі якості продукції, стеженні за транспортними засобами;

– біомедичні застосування (аналіз та розпізнавання зображень, які отримані в результаті УЗД, МРТ, КТ та ін. технік медичної інтроскопії).

Основні напрями досліджень з обробки та аналізу зображень:

- вивчення сприйняття зображень людиною та технічними системами;
- розробка та удосконалення техніки реєстрації зображень;
- розробка методів покращення якості зображень (підвищення контрастності, чіткості, позбавлення від шумів);
- розробка ефективних та швидких методів стиснення зображень;
- сегментація зображень (розділення зображення на складові частини);
- морфологічний аналіз та розпізнавання об'єктів на зображеннях.

Основними методами отримання зображень є такі:

– *отримання зображень у видимому діапазоні довжин хвиль* (фотографія, відеозйомка);

– *термографія* – в результаті вимірювання температурного поля отримують інфрачервоні зображення, які показують розподіл тепла по поверхні об'єкта. Зокрема, в медицині такі зображення використовуються при діагностуванні запалень, захворювань судин та онкологічних захворювань шкіри. В електроніці методом термографії можна визначити області локального розігріву плати, мікросхеми або електронного чіпа;

– *ультразвукова інтроскопія* – при цьому система п'єзовипромінювачів генерує і передає в об'єкт ультразвукові імпульси. Ці звукові хвилі проходять скрізь об'єкт і на границях між областями із різним акустичним опором відбувається часткове віддзеркалення (частина хвилі повертається в бік зонду), частина затухає, а частина проходить далі, поки не досягнуть іншої границі і т.д. Віддзеркалені хвилі реєструються приймачем та передаються в комп'ютер, де на основі часу приходу кожного віддзеркаленого імпульсу та швидкості розповсюдження звуку в об'єкті розраховують відстань від зонду до границі розподілу. Обчислені відстані та інтенсивності будуються у вигляді зображення на дисплеї. Часто такі зображення будуються в реальному часі та, наприклад, дозволяють спостерігати за роботою серця чи активністю плоду;

– *рентгенівська комп'ютерна томографія* – при цьому дослідженні набір детекторів випромінювання та джерело рентгенівських променів розташовуються по кільцю, всередину якого поміщають об'єкт (наприклад, пацієнта). Кільце обертається навколо пацієнта, і випромінювання, яке пройшло через пацієнта, реєструється детекторами, що розташовуються на протилежному боці кільця. За допомогою математичного перетворення Радона можна побудувати зображення перерізу тіла пацієнта в площині кільця використовуючи інтенсивності випромінювання, яке пройшло через пацієнта. Цей процес відбувається неперервно при повороті кільця та при зміщенні кільця вздовж пацієнта (по спіралі). При зміщенні пацієнта вздовж вісі кільця отримують багато перерізів, які у сукупності утворюють тривимірне зображення;

– *ядерно-магнітний резонанс або магнітно-резонансна томографія (ЯМР або МРТ)* – при цьому дослідженні пацієнта поміщають в сильне постійне магнітне поле. Через його тіло пропускають радіохвилі у вигляді коротких імпульсів, на які реагують спіни електронів в атомах водню. У відповідь на радіоімпульси атоми водню в тканинах пацієнта випромінюють радіосигнали, сила та місце походження яких визначаються комп'ютерною системою обробки. В результаті будується тривимірне зображення тіла пацієнта;

– *гамма-ізотопна візуалізація (однофотонна емісійна комп'ютерна томографія, ОФЕКТ)* – при цьому пацієнту вводять радіоактивний ізотоп, розпад якого супроводжується гамма-випромінюванням. Це випромінювання реєструється детекторами, підсилюється та використовується для побудови тривимірних карт та будується зображення розподілу ізотопу в тілі. В основному цей метод використовують для знаходження ділянок патологій кісток, при інфекційних та онкологічних захворюваннях.

– *позитронно-емісійна томографія* – при ній пацієнту вводять радіоактивний ізотоп, розпад якого супроводжується позитронним випромінюванням. При зустрічі позитрона з електроном вони анігілюють з

утворенням двох гамма-квантів. Результуюче гамма-випромінення реєструється детекторами та формується томографічне зображення.

Представлення неперервних та дискретних зображень

З точки зору теорії сигналів, *зображення* – це функція двох змінних $I_1(x, y)$, де x та y – координати на площині.

Значення $I_1(x, y)$ в довільній точці площини називається *яскравістю* (інтенсивністю) або *рівнем сірого* для зображення. Як і у випадку одновимірних сигналів, $I_1(x, y)$ називається неперервним зображенням в разі, коли координати x та y можуть приймати довільні значення, а дискретним – в разі, коли x та y визначені лише для деякої множини значень. Можна провести дискретизацію зображень, якщо ввести поняття частоти дискретизації F_s або відповідного кроку дискретизації T_s . В загальному випадку, частота дискретизації може бути різною по різним координатам (x, y) : F_{sx} , F_{sy} (з відповідними кроками дискретизації T_{sx} , T_{sy}). Як правило, дискретизація зображень проводиться не в часовій області, а в просторовій, і частота дискретизації показує, скільки відліків зображення буде виміряне на одиницю довжини по кожній координаті. Розмірність частоти дискретизації в цьому випадку буде $\frac{1}{m}$, а крок дискретизації буде виражений в одиницях довжини.

Можна ввести двовимірний аналог одновимірної дельта-функції Дірака $\delta(t)$:

$$\delta(x, y) = \begin{cases} +\infty, & x = 0, y = 0, \\ 0, & x \neq 0, y \neq 0. \end{cases}$$

З її використанням дискретне зображення, яке буде отримано при дискретизації неперервного зображення $I(x, y)$ з кроками T_{sx} , T_{sy} можна отримати так:

$$I_1(x_n, y_m) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \sum_{m=-\infty}^{+\infty} I_1(x, y) \delta(x - nT_{sx}, y - mT_{sy}).$$

Тут (x_n, y_m) – координати точки на зображенні, яка має інтенсивність $I_1(x_n, y_m)$.

Вводять також дискретний аналог функції Дірака для зображень:

$$\delta[k, l] = \begin{cases} 1, & k = 0, l = 0, \\ 0, & k \neq 0, l \neq 0. \end{cases}$$

З використанням цього виразу дискретизоване зображення можна записати так:

$$I_1[n, m] = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \sum_{m=-\infty}^{+\infty} I_1(x, y) \delta(k - n, l - m), \quad k, l \in Z.$$

Дискретне зображення задане своїми значеннями $I_1[n, m]$ в деяких точках площини. В реальних застосуваннях дискретне зображення містить скінченну кількість елементів, які називаються пікселями (pixel, від англійського picture element – елемент зображення). В цьому випадку дискретна функція $I_1[n, m]$ має лише скінченну кількість значень:

$$I_1[n, m], \quad n = \overline{0, N-1}, \quad m = \overline{0, M-1}.$$

Таке зображення можна представити у вигляді матриці, кожний елемент якої дорівнює значенню яскравості відповідного пікселя:

$$I_1[n, m] = \begin{bmatrix} I_1[0, 0] & I_1[0, 1] & \dots & I_1[0, M-1] \\ I_1[1, 0] & I_1[1, 1] & \dots & I_1[1, M-1] \\ \vdots & & \ddots & \\ I_1[N-1, 0] & I_1[N-1, 1] & \dots & I_1[N-1, M-1] \end{bmatrix}.$$

Нумерація пікселів подвійна, перший індекс відповідає номеру рядка, другий – номеру стовпця. Лівий верхній піксель зображення має номер $[0, 0]$.
Всі методи аналізу та обробки зображень зводяться до математичних операцій над неперервною функцією $f(x, y)$, яка описує неперервне зображення, або над пікселями $I_1[n, m]$ (у випадку дискретного зображення).

Якщо значення яскравості кожного пікселя $I_1[n, m]$ може приймати лише значення 0 або 1, то таке зображення називається бінарним, і пікселі можуть бути тільки двох кольорів (як правило, чорного та білого). У випадку, коли значення $I_1[n, m]$ може бути дійсним числом від 0 до 1, то говорять, що таке зображення є сірошкальним (grayscale image), або зображенням в градаціях сірого.

Далі в цьому розділі будуть коротко розглянуті основні підходи до обробки та аналізу дискретних зображень.

Обробка зображень в просторовій області

Термін «просторова область» відноситься до площини, в якій задане зображення. При просторовій обробці всі методи маніпулюють безпосередньо величинами яскравостей пікселів зображення. Їх можна описати загальним виразом

$$I_2[n, m] = T(I_1[n, m]),$$

де T – деяке правило, яке ставить у відповідність кожному пікселю початкового зображення $I_1[n, m]$ відповідний піксель результуючого зображення $I_2[n, m]$, який отриманий в результаті обробки. Для отримання $I_2[n, m]$ може використовуватися не тільки значення пікселя $I_1[n, m]$, але також і інші пікселі в деякому околі $I_1[n \pm \Delta_n, m \pm \Delta_m]$. Як правило, це прямокутний або квадратний окіл.

При обробці зображення центр цього околу зміщують від пікселя до пікселя і проводять розрахунки для кожного центрального пікселя.

Градаційні перетворення зображень

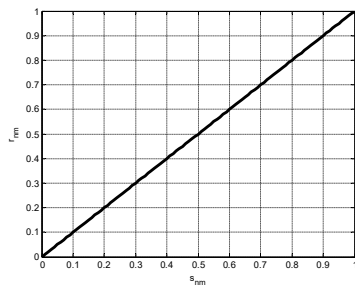
Якщо для того, щоб отримати яскравість пікселя обробленого зображення, використовується яскравість лише одного пікселя початкового зображення, то говорять про градаційні перетворення. Іншими словами, обробка проводиться в околі розміром 1×1 піксель. Якщо яскравості пікселів початкового та результуючого зображення рівні відповідно $s_{nm} = I_1[n, m]$, та $r_{nm} = I_2[n, m]$, то можна записати, що

$$r_{nm} = T(s_{nm}).$$

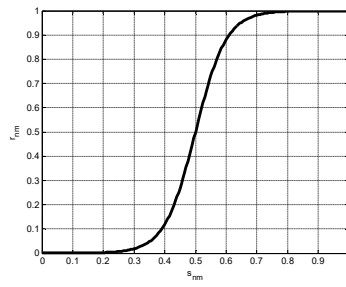
Тут T описує залежність, яка пов'язує яскравості кожного пікселя початкового та результуючого зображення.

Нехай ми маємо сірошкальне зображення, яскравості пікселів якого лежать в межах від 0 до 1. На рисунку 3.1.1 наведені приклади деяких залежностей T . Перетворення яскравості згідно з кривою на рис. 3.1.1а не приведе до зміни яскравості пікселя, оскільки крива T переводить значення яскравості s_{nm} в таке саме значення r_{nm} . Якщо змінювати яскравість за кривою на рис. 3.1.1б, то зміни будуть помітні. Видно, що яскравості s_{nm} в околі нуля (дуже темні пікселі) будуть перетворені в пікселі r_{nm} нульової яскравості. Так само, дуже світлі пікселі (з яскравостями близькими до 1) стануть білими (будуть мати яскравість 1). Достатньо вузький діапазон яскравостей початкового зображення s_{nm} від 0.4 до 0.6 (сірі пікселі) перетвориться на дуже широкий діапазон яскравостей в результуючому зображенні від 0.1 до 0.9, тобто розтягнеться. Це буде приводити до того, що деталі, які були на початковому зображенні сірими та слабо розрізнялися по кольору, будуть більш чітко видимі на зображенні після обробки.

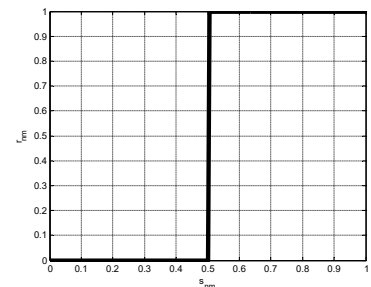
При перетворенні за залежністю з рисунку 8.1 в всі пікселі з яскравістю від 0 до 0.5 будуть мати яскравість 0, а пікселі з яскравістю більше 0.5 матимуть яскравість 1. Отже, зображення з сірошкального стане чорно-білим: пікселі темніші за сірий колір стануть чорними, а світліше за сірий – білими.



а)



б)



в)

Рис. 8.1 – Приклади залежностей T між яскравостями пікселів при градаційній обробці (пояснення в тексті)

Широковживаним видом градаційних перетворень є степеневі перетворення. При цьому яскравості пікселів результуючого та початкового зображення пов'язані за таким законом:

$$r_{nm} = c(s_{nm} + \varepsilon)^\gamma,$$

де c, ε, γ – деякі додатні константи.

Часто використовується більш проста залежність степеневого перетворення:

$$r_{nm} = c s_{nm}^\gamma.$$

Графіки для залежностей при різних показниках γ подані на рисунку 8.2.



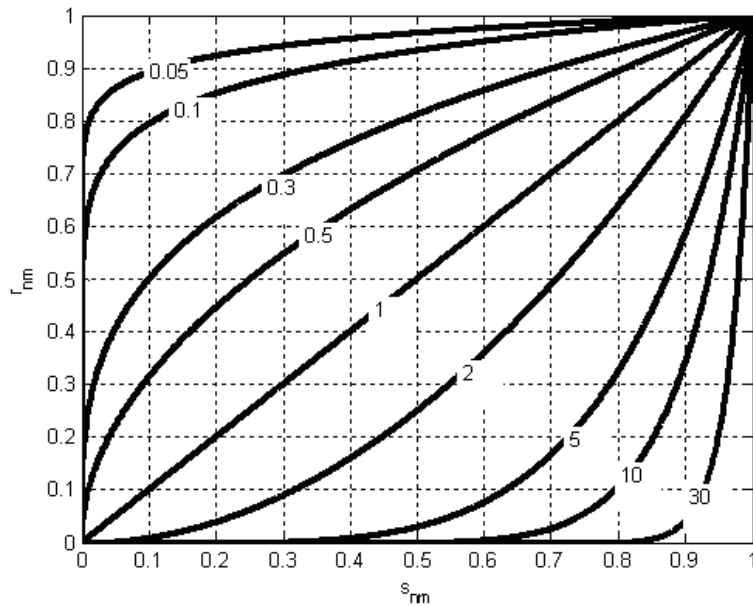


Рис. 8.2 – Залежності між яскравостями пікселів вхідного та вихідного зображення при гамма-корекції для різних значень γ

Видно, що при значеннях γ менше за одиницю, криві таких степеневих залежностей відображають вузький діапазон малих значень яскравостей пікселів вхідного зображення у широкий діапазон яскравостей пікселів результуючого зображення. Якщо значення показника степеню γ більше за одиницю, то відбувається протилежний ефект: вузький діапазон великих яскравостей відображається у широкий діапазон яскравостей пікселів результуючого зображення. Ця процедура називається *гамма-корекцією*.

Еквалізація гістограми

Гістограмою дискретного зображення називається дискретна функція $H(b_k) = \frac{N_k}{N}$, де b_k – k -им рівнем яскравості пікселя ($k = 0 \dots K-1$), N_k – кількість пікселів, які мають яскравість b_k , а N – кількість пікселів у всьому зображенні. Значення $H(b_k)$ є оцінкою імовірності появи пікселя яскравості b_k в зображенні.

Еквалізацію (лінеаризацію) гістограми проводять в тому випадку, коли в зображенні є багато пікселів зі схожими яскравостями, і мало пікселів з іншими яскравостями. На гістограмі ми будемо бачити, що на деяких проміжках яскравостей згруповано багато пікселів, в той час як деякі проміжки яскравостей майже не зайняті. При цьому деталі зображення, які зображені цими кольорами, складно розрізнити. Натомість існують такі проміжки яскравості, пікселів з якими взагалі немає на зображенні. Ці вільні проміжки яскравості можна «зайняти» для покращення якості зображення. Для цього роблять еквалізацію гістограм.

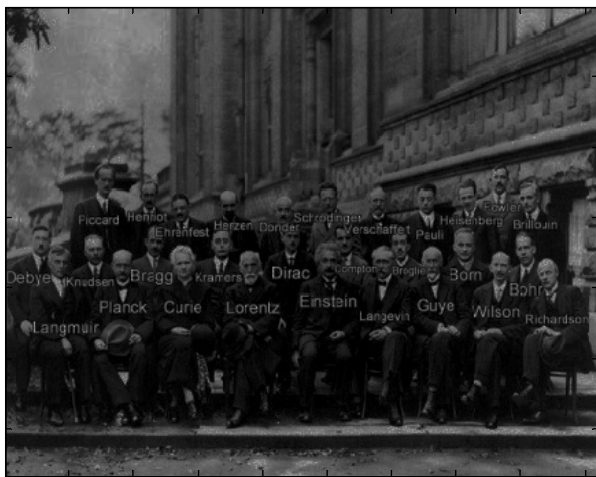
Якщо маємо піксель початкового зображення з яскравістю b_k , яка є k -им рівнем яскравості на гістограмі ($k = 0 \dots K - 1$) то яскравість відповідного пікселя результуючого зображення буде розраховуватися

$$r_k = \sum_{p=0}^k H(b_p) = \sum_{p=0}^k \frac{N_p}{N}.$$

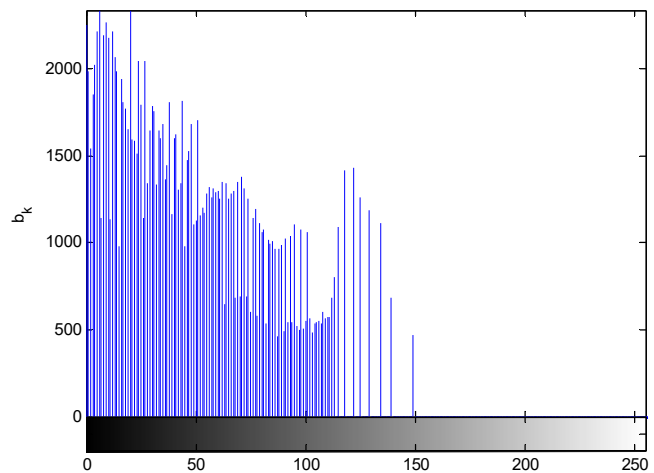
В результаті еквалізації гістограми яскравості пікселів на ній будуть розподілені рівномірно по всій шкалі яскравостей. Наприклад, на рис. 8.3а наведене зображення, яке виглядає дуже темним. Дрібні деталі предметів та людей на ньому розрізнити складно, оскільки вони зображені схожими темними кольорами, які мало відрізняються один від одного. Гістограма цього зображення наведена на рис. 8.3б. На ній видно, що багато пікселів знаходяться в лівій частині шкали кольорів, що відповідає темним кольорам. Водночас, права частина шкали майже не зайнята, тобто світлих пікселів на зображенні немає. Цей вільний проміжок гістограми можна використати, щоб перенести туди яскравості деяких пікселів. Якщо гістограму цього зображення «розтягнути» на весь доступний діапазон яскравостей, то пікселі, які раніше мали дуже схожі кольори (їх яскравості знаходились близько на шкалі яскравостей), будуть віддалені один від одного на більшу величину яскравості.

Якщо подивитись на зображення, видно, що діапазон яскравостей пікселів, які присутні на зображенні, розширився: на зображенні тепер є і темні, і світлі пікселі (рис. 8.4а). Тепер стало легше розрізнити деталі зображення,

оскільки вони зображені більш контрастно. На гістограмі видно, що з зображенні присутні пікселі всіх яскравостей, і весь діапазон яскравостей тепер зайнятий. Перевагою еквалізації гістограм є те, що цей метод легко автоматизується і не вимагає задавання ніяких додаткових параметрів для отримання покращеного зображення. Розрахунки для еквалізації гістограм такою достатньо нескладні.

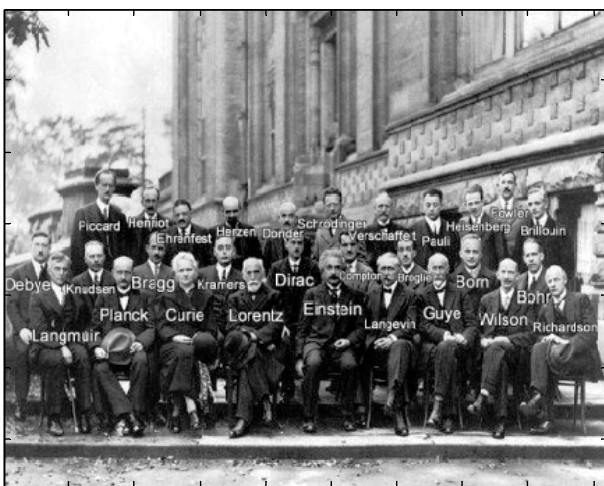


а)

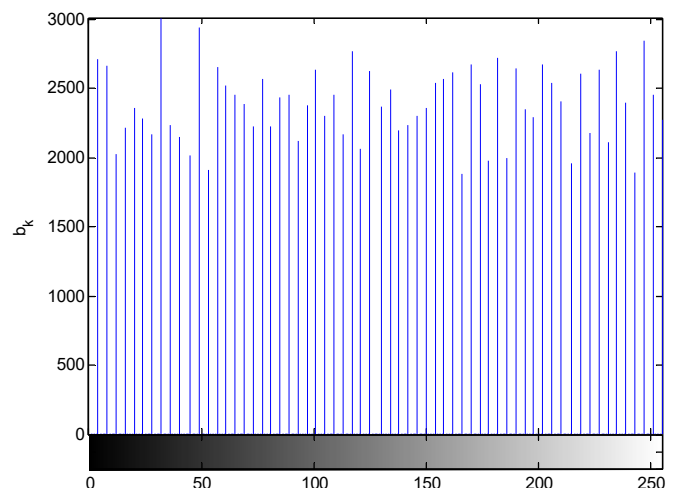


б)

Рис. 8.3 – Початкове сірошкальне зображення (а) та його гістограма (б). градації сірого кольору кодуються числами від 0 до 255, оскільки для запису кольору пікселя використовується 8 біт



а)



б)

Рис. 8.4 – Сірошкальне зображення (а) та його гістограма (б) після еквалізації

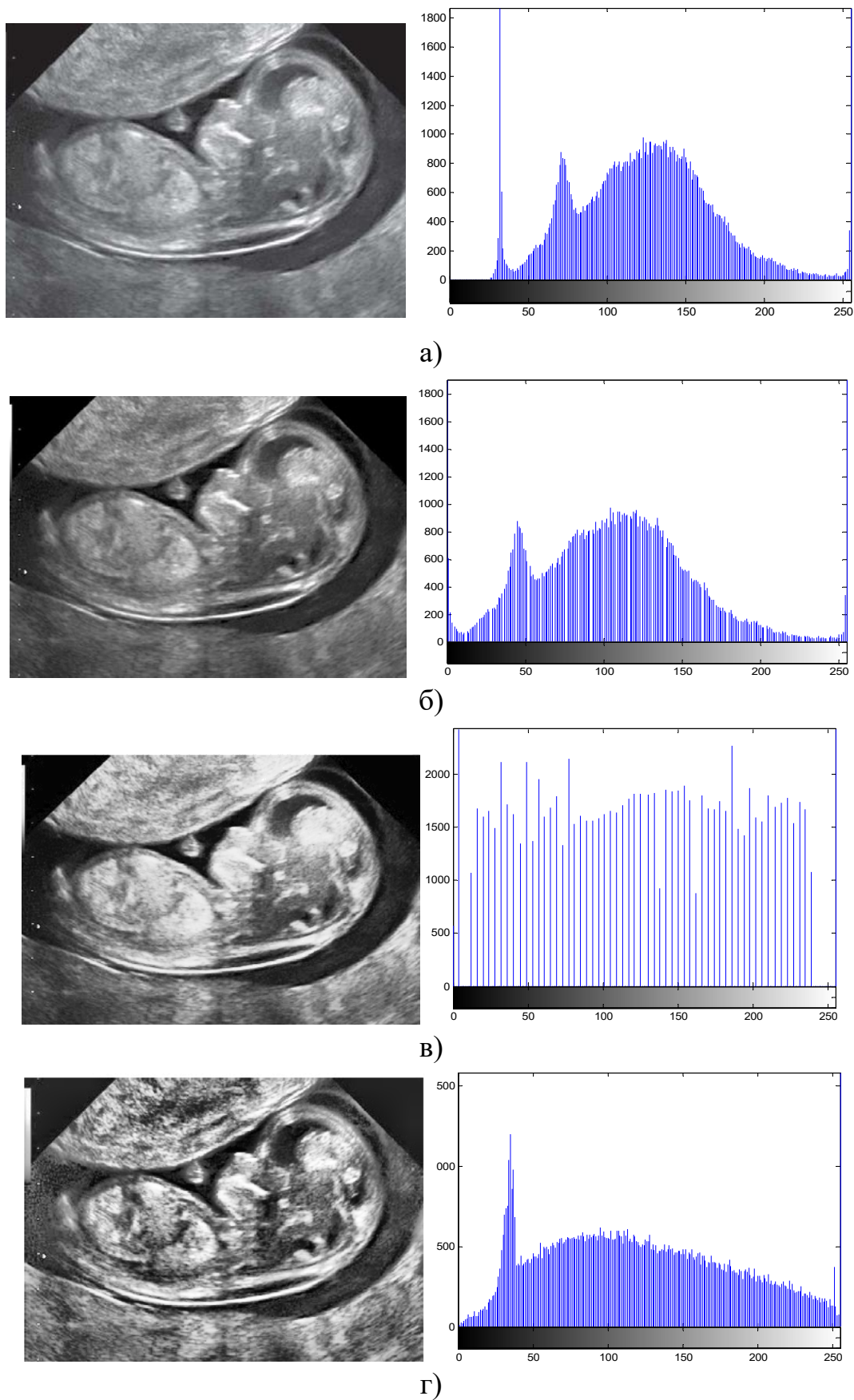


Рис. 8.5 – Зміна гістограми розподілу яскравості зображення УЗІ плоду: а) початкове зображення та його гістограма; б-г) приклади зміни гістограми початкового зображення з іншим розподілом яскравостей

Просторова фільтрація

Просторова фільтрація зображень – це різновид обробки зображень в просторовій області, на відміну від класичного поняття «фільтрації», яка виконується із залученням спектральних характеристик фільтрів та спектрів зображень. При просторовій фільтрації для розрахунку яскравості пікселя результуючого зображення використовуються яскравості пікселів в деякому околі початкового зображення.

Схематично процес просторової фільтрації проілюстрований на рис. 8.6. Обробка виконується послідовно для кожного пікселя зображення. В початковому зображенні обирається окіл розміром 3×3 пікселя з центром в деякому пікселі $I_1[n, m]$. На основі значень яскравості пікселя $I_1[n, m]$ та його околу буде розрахована яскравість одного пікселя результуючого зображення $I_2[n, m]$. Для цього обирають «маску» коефіцієнтів, яка містить числа, та які мають сенс коефіцієнтів, з якими яскравість кожного пікселя з околу на початковому зображенні буде використана для отримання яскравості пікселя в результуючому зображенні. Розрахунок яскравості ведеться за формулою:

$$\begin{aligned} I_2[n, m] = & c_{-1,-1} I_1[n-1, m-1] + c_{-1,0} I_1[n-1, m] + c_{-1,1} I_1[n-1, m+1] + \\ & + c_{0,-1} I_1[n, m-1] + c_{0,0} I_1[n, m] + c_{0,1} I_1[n, m+1] + \\ & + c_{1,-1} I_1[n+1, m-1] + c_{1,0} I_1[n+1, m] + c_{1,1} I_1[n+1, m+1]. \end{aligned}$$

Видно, що маска центрується в пікселі з номером $[n, m]$, і яскравість цього пікселя множиться на коефіцієнт $c_{0,0}$, що знаходиться в центрі маски.

При використанні маски розміром $A \times B$ (A і B повинні бути непарними) загальний вираз для отримання яскравості кожного пікселя результуючого зображення має вигляд:

$$\begin{aligned}
I_2[n, m] &= \frac{1}{C} \sum_{p=-A}^A \sum_{s=-B}^B c_{p,s} I_1[n+p, m+s] = \\
&= \frac{\sum_{p=-A}^A \sum_{s=-B}^B c_{p,s} I_1[n+p, m+s]}{\sum_{p=-A}^A \sum_{s=-B}^B c_{p,s}}.
\end{aligned} \tag{8.1}$$

Константа C в попередньому виразі є нормувальним множником. Вона дорівнює сумі всіх коефіцієнтів маски, тому при діленні на неї сума коефіцієнтів при всіх яскравостях пікселів дорівнює одиниці. Це приводить до того, що яскравість пікселя відфільтрованого зображення буде не більше, ніж максимальна припустима для даного зображення яскравість. Нормувальний множник застосовується в тому випадку, якщо сума коефіцієнтів маски не дорівнює нулю.

При просторовій фільтрації з допомогою масок, вираз (8.1) повинен бути застосований по черзі для кожного пікселя початкового зображення. Треба мати на увазі, що при проходженні маски по краю зображення деякі пікселі можуть бути відсутні. Тому розрахунок результуючих пікселів повинен виконуватися за особливою процедурою для уникнення крайових ефектів. При цьому зображення або дзеркально продовжується, або добудовується деякий окіл по краю зображення (наприклад, він заповнюється пікселями з нульовими або середніми яскравостями). Також можна не проводити розрахунок яскравостей для таких пікселів, але в цьому випадку розмір отриманого після фільтрації зображення буде меншим на два стовпця та два рядка.

На рис. 8.7 наведені приклади масок, які часто використовуються на практиці. При використанні маски з рис. 8.7а виконується згладжування зображення, оскільки центральний піксель результуючого зображення буде мати яскравість, яка є середньою для околу відповідного пікселя на початковому зображенні. Маска на рис. 8.7б реалізує оператор Лапласа для зображення (взяття другої часткової похідної по двом напрямкам). Її застосування підкреслює розриви рівнів яскравостей на зображенні, і в результаті підвищується різкість наявних на зображенні границь. Послідовне

використання двох масок з рис. 8.7в та 8.7г еквівалентне розрахунку градієнта зображення; застосування цих масок ще називають оператором Собеля. Розрахунок градієнтів використовують для покращення видимості контурів на зображенні.

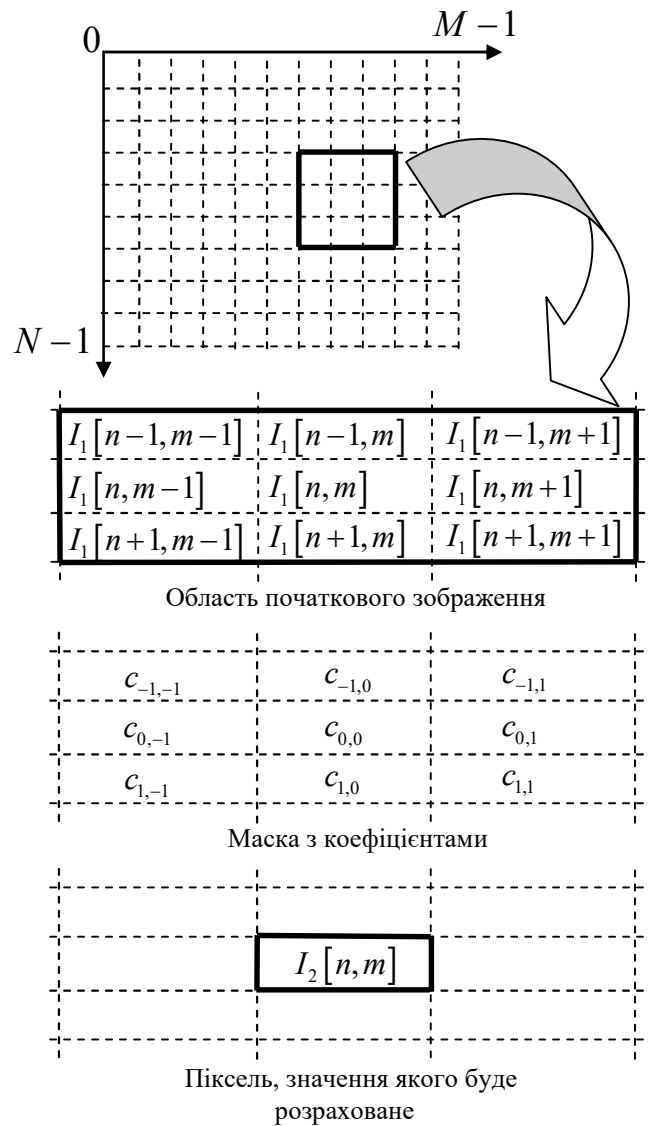


Рис. 8.6 – Ілюстрація процесу просторової фільтрації

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

а)

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

б)

$$\begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

в)

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

г)

Рис. 8.7 – Приклади масок: а) згладжувальна; б) підвищення різкості; в) і г) оператор Собеля

Медіанна фільтрація

При медіанній фільтрації для отримання яскравості пікселя результуючого зображення використовується окіл відповідного пікселя початкового зображення. Із значень яскравостей пікселів околу отримують послідовність, в якій вони розташовані від найменшої до найбільшої. Для цієї послідовності знаходиться медіана, тобто визначається, який піксель знаходиться в тому місці в послідовності, яке відповідає половині її довжини. Наприклад, якщо в околі 9 пікселів, то медіаною буде той піксель, який іде п'ятим у ранжованому ряді. Яскравість цього пікселя буде значенням яскравості пікселя відфільтрованого зображення.

На рис. 8.8 проілюстровано процес медіанної фільтрації УЗІ-зображення плоду.

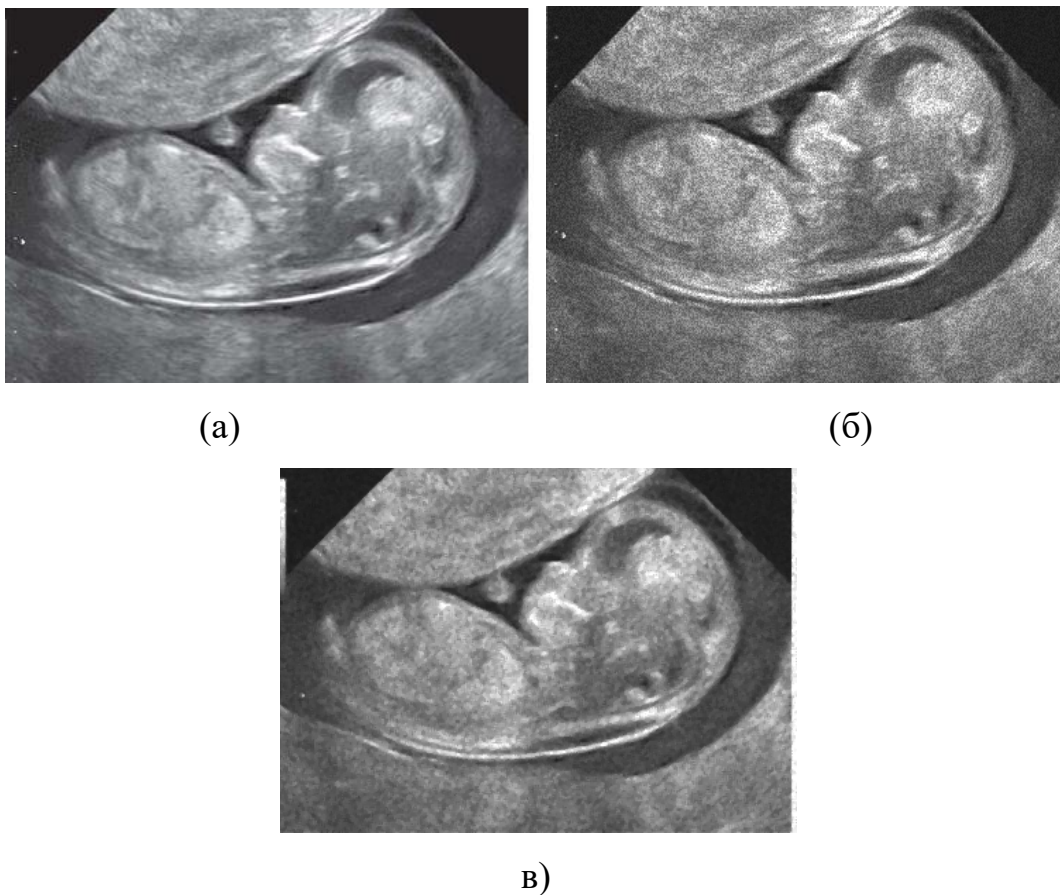


Рис. 8.8 – Ультразвукове зображення сагітального перерізу плоду, необхідне для вимірювання товщини воротникового простору: а) початкове напівтонове зображення; б) зображення з додаванням модельного спекл-шуму; в) результуюче зображення після медіанної фільтрації

Підхід до обробки зображень в частотній області

Аналогічно до того, як для одновимірного сигналу в часовій області можна знайти його спектральне представлення за Фур'є, можна знайти спектр зображення.

Якщо маємо неперервне зображення $I_1(x, y)$, то його спектр за Фур'є буде визначатися:

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} I_1(x, y) e^{-j(ux+vy)} dx dy,$$

де u, v – просторові частоти, $\frac{1}{m}$.

Обернене перетворення Фур'є для зображення:

$$I_1(x, y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(u, v) e^{j(ux+vy)} du dv.$$

Якщо зображення дискретне розмірністю $N \times M$, то аналоги формул прямого та оберненого перетворень будуть мати вигляд:

$$F[k, p] = \frac{1}{NM} \sum_{n=0}^{N-1} \sum_{m=0}^{M-1} I_1[n, m] e^{-j2\pi \left(\frac{kn}{N} + \frac{pm}{M} \right)},$$

$$I_1[n, m] = \sum_{k=0}^{N-1} \sum_{p=0}^{M-1} F[k, p] e^{j2\pi \left(\frac{kn}{N} + \frac{pm}{M} \right)}.$$

Тут k, p – номери гармонічних спектральних складових зображення, $k = \overline{0, N-1}$, $p = \overline{0, M-1}$.

Як і для одновимірного випадку, спектр дискретного зображення є періодичною функцією частот k, p з періодами, які дорівнюють розмірностям зображення: $F[k \pm qN, p \pm cM] = F[k, p]$ для цілих q, c .

Аналогічно до одновимірного випадку, для комплексного спектру зображення можна отримати амплітудний та фазовий спектри:

$$|F(u, v)| = \sqrt{\text{Re}(F(u, v))^2 + \text{Im}(F(u, v))^2},$$

$$\phi(u, v) = \arg(F(u, v)) = \arctg \frac{\text{Im}(F(u, v))}{\text{Re}(F(u, v))}.$$

Фільтрація зображень в частотній області полягає у наступному. В двовимірній частотній області задається комплексна частотна характеристика фільтра $H(u, v)$. Як і для одновимірного випадку, можна створити фільтри нижніх (ФНЧ), верхніх (ФВЧ) частот, смугові (СФ) та загороджувальні (ЗФ) фільтри. Фільтрація зображення еквівалентна проходженню його через відповідний лінійний фільтр. В частотній області для того, щоб отримати спектр результуючого зображення, необхідно перемножити спектр початкового зображення $F_1(u, v)$ на КЧХ фільтра $H(u, v)$:

$$F_2(u, v) = H(u, v) \cdot F_1(u, v).$$

Для отримання відфільтрованого зображення необхідно виконати обернене перетворення Фур'є.

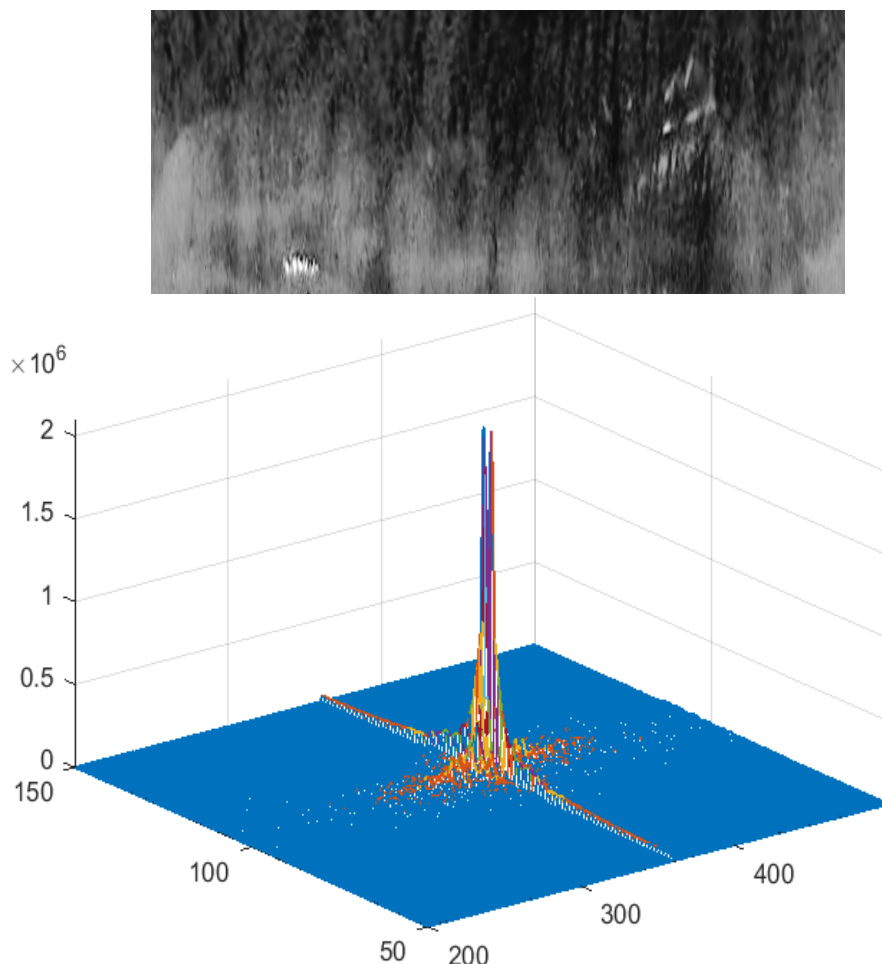


Рис. 8.9. Приклад зображення фрагменту райдужної оболонки ока та відповідний йому центрований амплітудний спектр Фур'є

Двовимірне вейвлет-перетворення зображень

Двовимірне вейвлет-перетворення отримується в результаті застосування одновимірного вейвлет-перетворення до рядків і стовпців зображення. Багаторівневий двовимірний вейвлет-розклад зображення виконується для отримання коефіцієнтів апроксимації та деталізації у трьох орієнтаціях: горизонтальній, вертикальній та діагональній. На кожному наступному етапі коефіцієнти апроксимації рівня j розкладаються для отримання 4 компонент:

апроксимуючої складової рівня $j+1$ та трьох видів деталізуючих складових. Процедура повторюється до необхідного рівня розкладу.

Масштабуюча функція визначається як

$$\varphi_{j,x,y}(m,n) = 2^{j/2} \varphi(2^j m - x, 2^j n - y),$$

$$j = 0, 1, 2, \dots, J-1, \quad x, y = 0, 1, 2, \dots, 2^j - 1,$$

а вейвлет-функція чутлива до напрямку і може бути визначена як

$$\psi^i_{j,x,y}(m,n) = 2^{j/2} \varphi^i(2^j m - x, 2^j n - y), \quad i = \{H, V, D\}.$$

Апроксимуюча складова на рівні j знаходиться як

$$W_\varphi(j, x, y) = \frac{1}{\sqrt{M \times N}} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} I(m, n) \varphi_{j,x,y}(m, n).$$

Деталізуючі складові $W_\psi^H, W_\psi^V, W_\psi^D$ (горизонтальні, вертикальні та діагональні):

$$W_\psi^i(j, x, y) = \frac{1}{\sqrt{M \times N}} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} I(m, n) \psi^i_{j,x,y}(m, n), \quad i = \{H, V, D\}$$

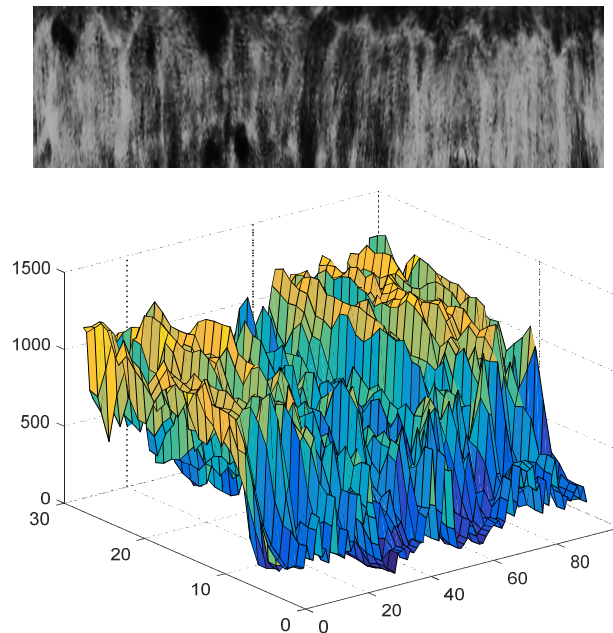


Рис. 8.10. Коефіцієнти апроксимації 3-го рівня двовимірного вейвлет-перетворення для зображення райдужної оболонки ока

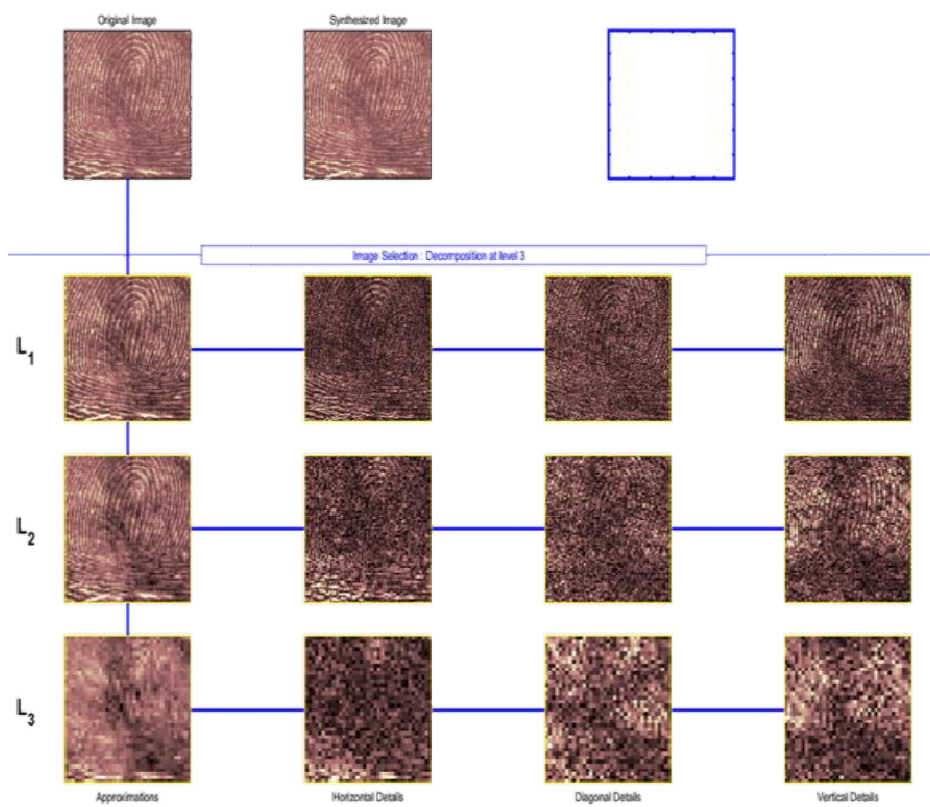


Рис. 8.11. Приклад вейвлет-розкладу до 3го рівня для відбитка пальця

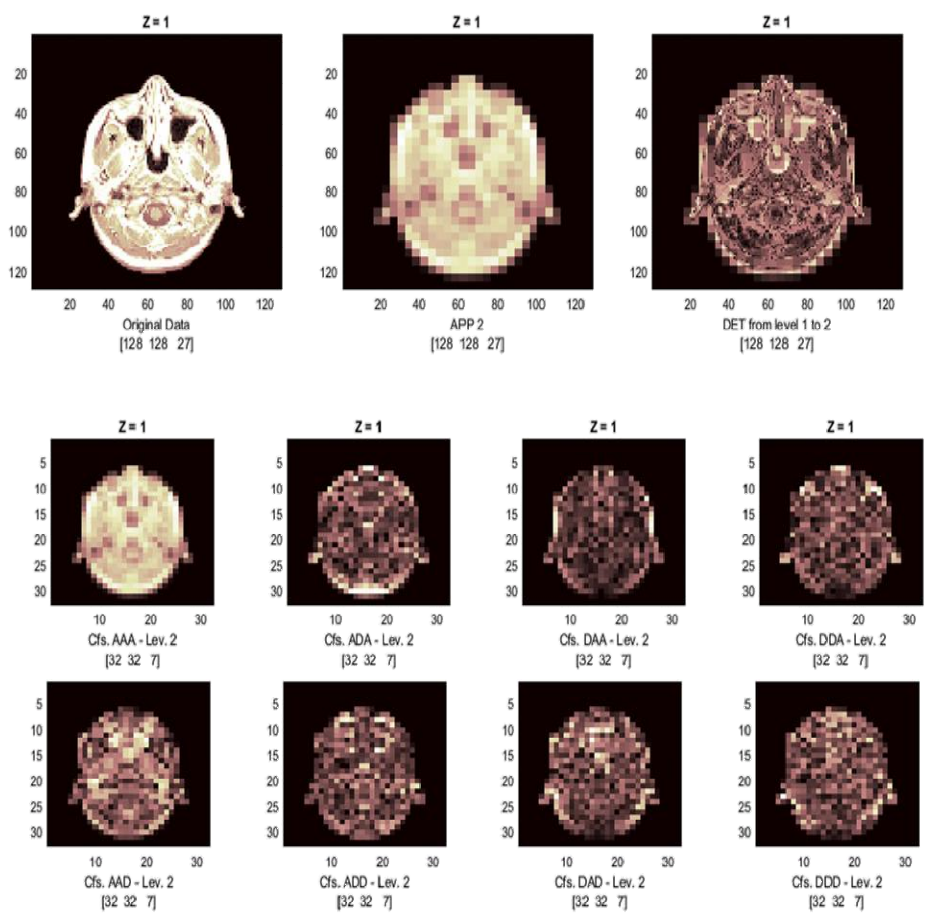


Рис.8.12. Приклад вейвлет-розкладу до 2го рівня для томограми мозку

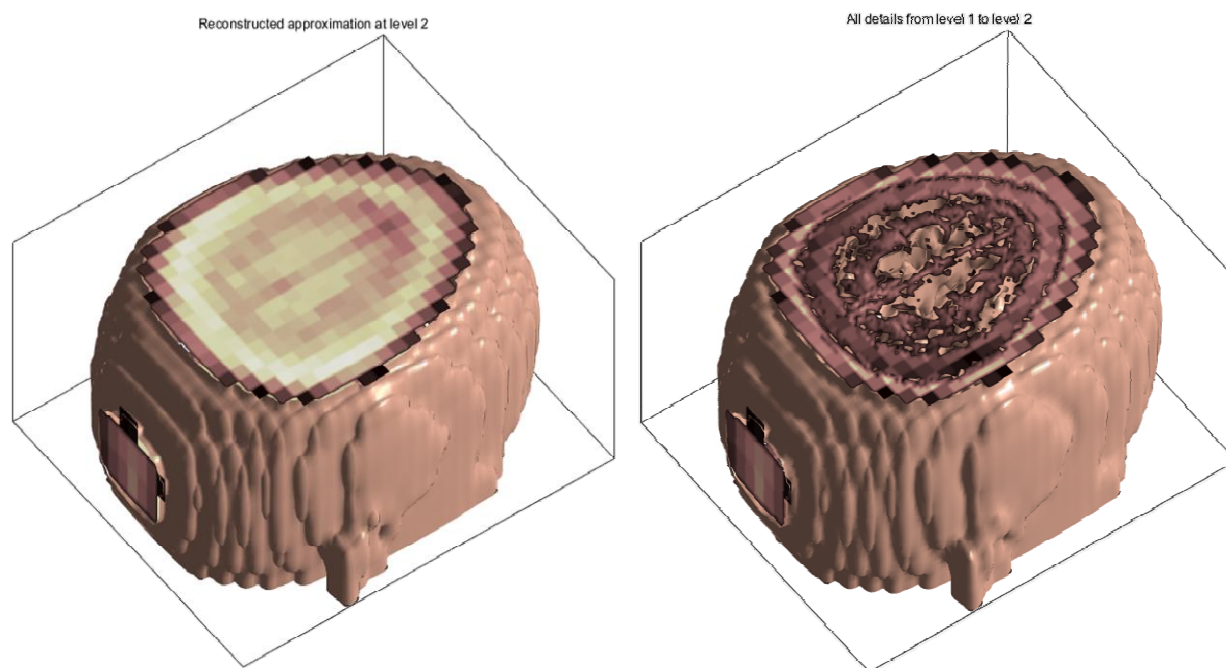


Рис. 8.13. Приклад реконструкції 3D зображення та аналізу апроксимацій та деталізацій вейвлет перетворення томограми мозку

ПРИЗНАЧЕННЯ ТА ОСНОВНІ ВЛАСТИВОСТІ ЕКСПЕРТНИХ СИСТЕМ

Медична інформаційна система (МІС) — це комплекс технічних засобів і інформаційно-алгоритмічного забезпечення, призначений для збору, аналізу медико-біологічної інформації та видачі результатів у зручному для користувача вигляді. **Інформаційне забезпечення МІС** складають: історії хвороби, виписки з історій хвороби, епікризи, стандартизовані карти обстеження, діагностичні та інформативні оцінки показників і станів ("медична пам'ять"), критерії ефективності обстеження та лікування, каталог медичних понять і термінів.

При розробці МІС першорядне значення має використання знань, якими володіє сучасна медицина. МІС характеризуються наявністю, як правило, великих обсягів даних і знань.

Розробляючи конкретну діагностичну або прогнозуючу систему, необхідно послідовно вирішити ряд питань:

- 1) вибір мети і визначення основного призначення системи;
- 2) вибір структурної схеми системи;
- 3) збір статистично достовірної інформації по симптоматиці станів;
- 4) побудова вирішального правила для вирішення завдань оцінки медичної інформації і видачі висновків з діагностики та прогнозування, тобто розробка алгоритмічної основи системи.

До складу **алгоритмічного забезпечення** МІС зазвичай входять такі алгоритми:

- спеціальне введення інформації (тут враховуються особливості задачі, що розв'язується системою, характер інформації, що вводиться);
- спеціальне виведення інформації (наприклад, передбачена подача сигналів тривоги, екстрених повідомлень і т.д.);

- біометрія, статистичний аналіз інформації;
- спеціальний аналіз інформації;
- діагностика;
- прогнозування станів хворого;
- безперервне стеження за станом хворого;
- управління станом хворого;
- управління спеціальною медичною апаратурою;
- обробка документальної інформації;
- управління установою або групою установ;
- рішення адміністративно-оперативних задач.

Програмне забезпечення МІС являє собою комплекс спеціальних програм і підпрограм, баз даних і баз знань, що реалізують рішення поставлених перед МІС завдань відповідно до заданих алгоритмів. Склад і основні функції програмного забезпечення МІС широкого профілю показані на рис.1.1.

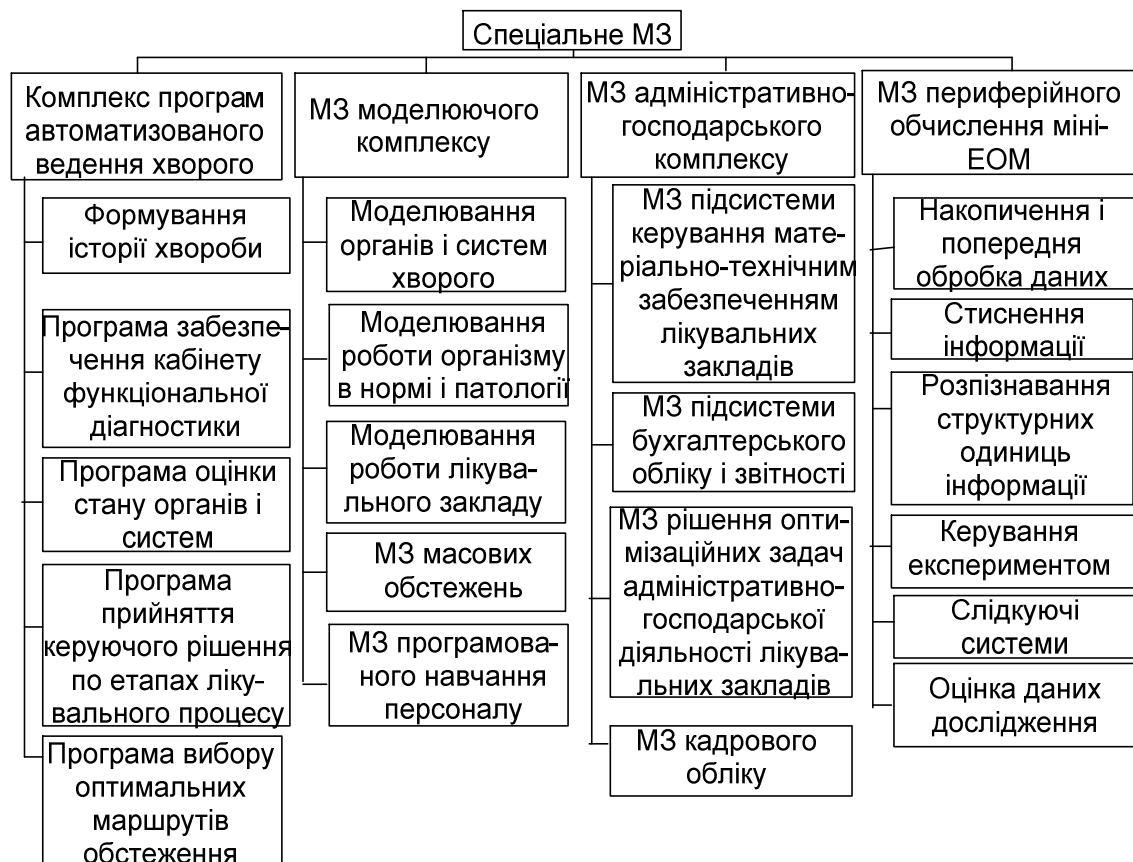


Рис. 9.1. — Склад і основні функції програмного забезпечення медичних інформаційних систем

В кінці 70-х років фахівцями в галузі інформатики, іменованої "штучний інтелект", була сформульована концепція: ефективність комп'ютерної програми при вирішенні задач залежить від знань, якими вона володіє, а не тільки від формалізмів і схем виводу, які вона використовує. Реалізація цієї концепції призвела до розвитку спеціалізованих програмних систем, кожна з яких є "експертом" в деякій вузькій предметній області — ці програми отримали назву експертних систем (ЕС).

Накопичення та організація знань — одна з найважливіших характеристик ЕС. Наслідки такого підходу виходять за межі побудови програми, призначеної для вирішення деякого класу задач. Причина в тому, що знання — основа експертних систем — є явними і доступними, що і відрізняє ці системи від більшості традиційних програм. Базова структура ЕС, показана на рис. 9.2, демонструє наявність в інтерфейсі такої комп'ютерної програми двох основних функцій: здобувати знання в експерта і вести діалог з користувачем, тобто давати поради, пояснення, ставити запитання користувачеві.

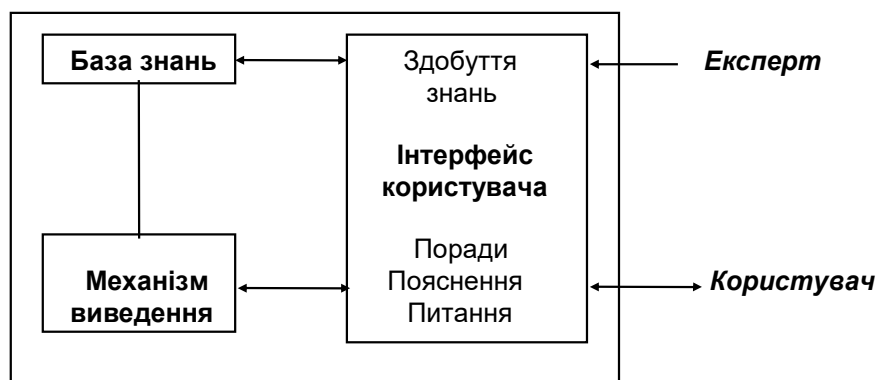


Рис. 9.2. — Базова структура експертної системи

Іншою важливою характеристикою експертної системи є її гнучкість — під цим розуміють високу модернізаційну здатність бази знань експертної системи. Система може збільшуватися поступово відповідно до потреб замовника або користувача. Це важливо і в економічному плані, оскільки означає, що у створенні системи можна спочатку вкласти скромні кошти, а потім нарощувати її можливості по мірі необхідності.

Створений в результаті колективної діяльності експертів у проблемній області, з одного боку, і програмістами (чи програмними засобами), які вкладають знання експертів в створювану програму (створюють базу знань) програмний продукт-інструмент для оперування знаннями, що зберігаються в базі знань, дозволяє:

- підтримувати фахівців при вирішенні складних задач, що вимагають значних інтелектуальних зусиль — задач інтерпретації, діагностики, прогнозування, планування, проектування та управління;
- зберігати і накопичувати досвід кваліфікованих фахівців;
- навчати і тренувати фахівців.

Медичні ЕС розробляються для вирішення різного роду проблем, але основні типи їх діяльності можна згрупувати в категорії, наведені в табл. 9.1.

Таблиця 9.1. Типові категорії способів застосування медичних ЕС

Категорія	Проблема, що вирішується
Інтерпретація	Опис ситуації по інформації, яка надходить від сенсора
Діагностика	Виявлення причин захворювання
Прогноз	Визначення ймовірних наслідків даних ситуацій
Лікування, реабілітація	Виконання послідовності запропонованих дій, спрямованих на приведення до норми
Навчання	Діагностика і корекція поведінки учня
Планування	Визначення послідовності дій
Управління	Управління станом об'єкта

Експертні системи, що виконують інтерпретацію, як правило, використовують для опису ситуації інформацію від сенсорів спостерігаючих систем (наприклад, значення пульсу, кров'яного тиску тощо), щоб встановити діагноз або тяжкість захворювання. Нижче наведено типове правило для медичної ЕС, яка інтерпретує свідчення скануючого денситометра для різних випадків запальних процесів у хворих.

ЯКЩО: профіль щільності є "асиметричний гамма-пик"

і площа під кривою відповідає віковій нормі,

ТО: концентрація гаммаглобуліну в межах норми.

Діагностичні системи служать для визначення причин захворювання за симптомами, які спостерігаються у пацієнтів. Такі системи допомагають за результатами діагностики зробити прогноз, підібрати курс лікування або реабілітації. Вони можуть взаємодіяти з користувачем, щоб надати допомогу при діагностиці, а потім запропонувати порядок дій з проведення лікувальних заходів. У медичній галузі було розроблено більше діагностичних систем, ніж у будь-якій іншій окремо взятій предметній області. Приклад правила діагностичної системи для діагностики бактеріальної інфекції у госпіталізованого хворого наведено нижче.

ЯКЩО: 1) Забарвлення грам-позитивних бактерій

2) Морфологія бактерій характерна для коків

3) Форма колоній - ланцюжки,

ТО: Є підстави вважати (з ймовірністю 0.7),

що вид бактерій - стрептокок.

Експертні системи, що здійснюють прогноз, визначають ймовірні наслідки заданих ситуацій. Так, наприклад, пропонуються діагностичні карти для прогнозування мозкових інсультів і гострих інфарктів міокарда. У цих картах містяться переліки факторів ризику, ступінь їх вираженості і відповідні оцінки вкладів кожного фактора в загальну суму балів, на підставі якої робиться висновок про ймовірність захворювання в найближчі кілька років. Використовуючи такі карти, можна розробити відповідну ЕС. Одним з правил такої ЕС може бути наступне.

ЯКЩО: Спостерігається почастішання або поява нападів
стискаючої болі (стенокардія),

ТО: Ризик виникнення інсульту або гострого інфаркту міокарда
становить 2 бали (при пороговому значенні 9 балів загальної суми балів)

Експертні системи для лікування та реабілітації часто містять діагностичні компоненти, як, втім, і діагностичні системи містять компоненти для видачі рекомендацій з лікування. Це цілком зрозуміло, оскільки процеси діагностики та лікування взаємопов'язані. Приклад правила експертної системи, що допомагає лікувати онкологічних хворих, що піддаються хіміотерапії, наведено нижче. Хворий з лімфою піддається хіміотерапії з використанням адріаноміцина.

ЯКЩО: 1) Хворий отримав хіміотерапію та
2) Показники крові дають підстави зменшити дозу,

ТО: Висновок, що поточна зменшена доза є
попередньої дозою, зменшеною на мінімум з величини
зменшення дози, обумовленої зниженням числа білих
клітин крові, і величини її зменшення, зумовленої
зниженням числа кров'яних пластинок.

Навчальні системи створюють модель того, що той, хто навчається, знає як він ці знання застосовує до вирішення проблеми. Системи діагностують і вказують учню його помилки, аналізуючи модель і будуючи плани виправлень зазначених помилок. Приклад правила навчальної експертної системи, яка навчає студентів-медиків правилам вибору антибактеріальної терапії інфекційних хворих, наведено нижче. Правило містить міркування про медичні

(предметні) правила, які міг вивчити студент, і модифікує ступінь впевненості в тому, що він дійсно їх вивчив.

- ЯКЩО:** 1) Ви вважаєте, що студент розглянув конкретне правило предметної області, і
- 2) Це правило видає значення, яке співпадає зі значенням, запропонованим студентом, і
- 3) Ви припускаєте, що студент розглянув якесь інше правило, яке приводить до того ж значення,

ТО: Збільшити сумарну впевненість у тому, що студент розглянув це правило, на 0.40.

Плануючі ЕС визначають повну послідовність дій, перш ніж почнеться їх виконання. Прикладами можуть служити планування курсу лікування або ходу операції.

Керуючі ЕС адаптивно керують станом об'єкта, наприклад, станом хворих при інтенсивній терапії. Тому вони повинні включати компоненти для інтерпретації (спостереження), щоб відстежувати стан об'єкта протягом часу, але вони можуть мати потребу також і в інших компонентах для виконання будь-яких або всіх з розглянутих вище типів задач: діагностики, прогнозування, навчання, планування. Нижче наведено приклад правила з керуючої експертної системи стосовно до хворих, які знаходяться на режимах штучного дихання. Система керує доглядом за оперованими хворими при інтенсивній терапії.

- ЯКЩО:** 1) Серцевий ритм є прийнятним, і
- 2) Частота пульсу не змінилася більш ніж на 20 ударів / хв. протягом 15 хвилин, і
- 3) Середній артеріальний тиск є прийнятним, і
- 4) Середній артеріальний тиск не змінилося більш ніж на 15 мм рт.ст. протягом 15 хвилин, і
- 5) Систолічний кров'яний тиск є прийнятним,

ТО: Гемодинаміка є стійкою.

ВИЯВЛЕННЯ ЗНАНЬ ВІД ЕКСПЕРТІВ ТА ОБРОБКА ЕКСПЕРТНИХ ОЦІНОК

Експертне оцінювання як процес вимірювання

Ефективність початкових етапів розробки ЕС багато в чому визначається успішним формуванням авторитетної групи експертів і отриманням від них якісних знань, що складають основу будь-якої ЕС. Суть процесу виявлення знань полягає в організації проведення експертами інтуїтивно-логічного аналізу проблемної області з кількісною оцінкою формульованих ними суджень. На цьому етапі експерти:

- формують об'єкти і поняття предметної області (мету, рішення, альтернативні ситуації тощо);
- виробляють вимірювання характеристик (ймовірності звершення подій, коефіцієнти значимості цілей, перевагу рішень і т.д.).

Експертне оцінювання являє собою процес вимірювання, який можна визначити як процедуру порівняння об'єктів за обраними показниками (ознаками). У цьому визначенні фігурують три поняття: об'єкт, показник (ознака) і процедура порівняння.

Об'єктами можуть бути предмети, явища, рішення. В якості показників порівняння можуть використовуватися просторово-часові, фізичні, психічні та інші властивості і характеристики об'єктів. Процедура порівняння включає в себе:

- визначення причинно-наслідкового зв'язку між об'єктами;
- встановлення ступеня впливу одних об'єктів на інші.

Введення конкретних показників порівняння дозволяє експертам встановлювати відносини між об'єктами, наприклад, «велике», «краще», «більш ніж», «гірше», «однакові», «переважніше» і т.д.

Вимірювання ступеню впливу об'єктів

До методів, які найбільш часто використовуються при експертному оцінюванні, належать: ранжування, парне порівняння, безпосередня оцінка. Вважаємо, що є кінцеве число вимірюваних об'єктів і сформульована одна або кілька ознак порівняння, по яких вивчається ступінь впливу об'єктів на результат.

Метод ранжування

Ранжування — це процедура впорядкування об'єктів за ступенем їх впливу на результат, що виконується експертом. На основі своїх знань і досвіду експерт розташовує об'єкти в порядку переваги, керуючись одним або декількома показниками порівняння. Залежно від виду відносин між об'єктами можливі різні варіанти упорядкування об'єктів.

Нехай серед об'єктів немає еквівалентних за ступенем впливу на результат. У результаті порівняння всіх об'єктів експерт складає упорядковану послідовність:

$$O_1 > O_2 > \dots > O_n$$

де об'єкт з номером один є найбільш переважним з усіх об'єктів, об'єкт з номером два менш переважний, ніж перший, але переважніше всіх інших і т.д. Отримана система з відношенням порядку $<O>$ утворює *серію*. Для серії доведено існування числової системи, елементами якої є числа, а відношення порядку $>$ є відношенням «більше ніж», «краще ніж». Це означає, що існує числове представлення $f(O_i)$ таке, що послідовності відповідає послідовність чисел

$$f(O_1) > f(O_2) > \dots > f(O_n).$$

На практиці експертного ранжування найчастіше використовується послідовність натуральних чисел

$$r_1 = f(O_1) = 1; r_2 = f(O_2) = 2; \dots; r_n = f(O_n) = n.$$

Числа r_1, r_2, \dots, r_n називаються **рангами**. Найбільш переважаючому присвоюється ранг 1, іншому - ранг 2 і т.д. На практиці, серед об'єктів можуть

бути і еквівалентні за ступенем їх впливу на результат. Наприклад, упорядкування може мати вигляд

$$O_1 > O_2 > O_3 \sim O_4 \sim O_5 > \dots > O_{n-1} \sim O_n$$

У цій послідовності об'єкти O_3 , O_4 і O_5 еквівалентні між собою, а O_{n-1} і O_n — між собою. Для еквівалентних об'єктів прийнято призначати однакові ранги, рівні середньому арифметичному значенню рангів, призначених однаковим об'єктам. Такі ранги отримали назву *зв'язаних рангів*. Для прикладу впорядкування в разі $n = 10$ ранги об'єктів O_3 , O_4 і O_5 будуть однаковими:

$$r_3 = r_4 = r_5 = (3+4+5) / 3 = 4$$

$$r_9 = r_{10} = (9+10) / 2 = 9.5$$

Як видно з прикладу, зв'язані ранги можуть бути дробовими. Зручність використання зв'язаних рангів полягає в тому, що сума рангів n об'єктів дорівнює сумі натуральних чисел від 1 до n . При цьому будь-які комбінації зв'язаних рангів не змінюють цю суму. Ця обставина істотно спрощує обробку результатів ранжування при груповій експертній оцінці.

Метод парних порівнянь

Парне порівняння являє собою процедуру встановлення переваги певних об'єктів при порівнянні всіх можливих пар. На відміну від ранжування, при якому здійснюється впорядкування об'єктів відразу, парне порівняння представляє для експертів більш просту задачу. При порівнянні кожної пари об'єктів можливе відношення або порядку, або еквівалентності. У результаті порівняння кожної пари об'єктів O_i , O_j експерт має впорядкувати цю пару, визначивши, що:

$$\text{або } O_i > O_j, \text{ або } O_j > O_i, \text{ або } O_i \sim O_j.$$

Перехід від емпіричної системи до числової системи з відношенням здійснюється за допомогою такої функції f , що :

$$\text{якщо } O_i > O_j, \text{ то } f(O_i) > f(O_j)$$

$$\text{якщо } O_j > O_i, \text{ то } f(O_j) > f(O_i)$$

Нарешті якщо об'єкти еквівалентні, то природно припустити, що $f(O_i) \sim f(O_j)$.

Найчастіше в практиці експертного оцінювання використовують наступні чисельні представлення:

Таблиця 10.1

Емпірична система	Представлення 1		Представлення 2		Представлення 3	
	$f(O_i)$	$f(O_j)$	$f(O_i)$	$f(O_j)$	$f(O_i)$	$f(O_j)$
$O_i > O_j$	2	0	1	-1	1	0
$O_i \sim O_j$	1	1	0	0	0.5	0.5

Результати порівняння експертом усіх пар об'єктів зручно представити у вигляді таблиці, стовпці і рядки якої складають об'єкти, а в комірках таблиці просявляються числові значення.

Приклад: Як приклад розглянемо табличне відображення результатів проведеного парного порівняння п'яти об'єктів при використанні числового представлення 1.

Таблиця 10.2

O_i	O_1	O_2	O_3	O_4	O_5
O_1	1	2	2	1	2
O_2	0	1	2	1	0
O_3	0	0	1	0	1
O_4	1	1	2	1	0
O_5	0	2	1	2	1

З цієї таблиці випливає, що об'єкт O_1 переважніше об'єктів O_2 , O_3 , O_5 і еквівалентний O_4 . Об'єкт O_2 переважніше O_3 , еквівалентний O_4 і менш кращий, ніж O_1 і O_5 . Порівняння об'єктів у всіх можливих парах не дає повного

упорядкування всіх об'єктів. Тому виникає задача про ранжування об'єктів на основі парного порівняння.

Метод безпосередньої оцінки

Безпосередня оцінка являє собою процедуру приписування об'єктам числових значень в шкалі інтервалів. Ці значення відповідають ступеню впливу того чи іншого об'єкта на спостережуваний результат. У процесі виявлення значень експерт повинен поставити у відповідність кожному об'єкту точку на безперервній числовій осі, наприклад, на відрізок $[0,1]$. Природно вимагати, щоб еквівалентним по впливу об'єктам приписувалося б одне і теж число.

Вимірювання уподобання в шкалі інтервалів можна виконати з високим ступенем довіри тільки при гарній інформованості експертів про властивості об'єктів і предметної області. У ряді випадків, з метою ослаблення цих умов, але, природно, за рахунок зменшення точності вимірювання замість безперервної числової осі розглядають велику оцінку, яка використовує 5, 10, 100 - бальні шкали. Однак безпосередня оцінка не завжди повинна використовувати числові шкали. Наприклад, колір об'єкта неможливо уявити у вигляді якого-небудь числового значення, а перехід до значень частот спектру в багатьох випадках досить скрутний для експертів.

Характеристика та режими роботи групи експертів

При формуванні групи експертів на стадії виявлення знань необхідно враховувати такі характеристики експертів як:

- компетентність - ступінь кваліфікації експертів в даній галузі знань;
- креативність - здатність вирішувати творчі завдання;
- відношення до експертизи - негативне чи пасивне ставлення або зайнятість істотно впливає на якість роботи експерта в групі;

- конформізм - схильність впливу авторитетів, при якому думка авторитету може пригнічувати осіб, що володіють більш високою компетентністю;
- колективізм і самокритичність.

Розглянемо один з можливих шляхів кількісного опису характеристик експерта, заснований на обчисленні відносних коефіцієнтів компетентності за результатами висловлювання фахівців про склад експертної групи. Суть методики зводиться до того, що ряду фахівців пропонується висловити думку щодо складу експертної групи. Якщо в цьому списку з'являються особи, що не увійшли до вихідного списку, їм теж пропонується назвати фахівців для участі в експертизі. Після кількох етапів буде отриманий досить повний список кандидатів у групу.

За результатами опитування складається матриця (табл.10.3), по рядках і стовпцям якої записуються прізвища експертів, а елементами таблиці є змінні

$$x_{ij} = \begin{cases} 1, & \text{якщо } j\text{-й експерт назвав } i\text{-го} \\ 0, & \text{якщо } j\text{-й експерт не назвав } i\text{-го} \end{cases} \quad (10.1)$$

При цьому експерт може включати або не включати себе в експертну групу (тобто $x_{jj}=0$ або $x_{jj}=1$). По даній таблиці можна обчислити відносні коефіцієнти компетентності. Введемо відносні коефіцієнти компетентності h -порядку для кожного експерта

$$K_i^h = \frac{\sum_{j=1}^m x_{ij} k_j^{h-1}}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^m x_{ij} k_j^{h-1}}, (i = 1, \dots, m; h = 1, 2, \dots) \quad (10.2)$$

де m — число експертів у списку (розмірність матриці $\|x_{ij}\|$), h — номер порядку коефіцієнта компетентності. Коефіцієнти компетентності нормовані так, що їх сума дорівнює одиниці:

$$\sum_{i=1}^m k_i^h = 1, h = 1, 2, \dots \quad (10.3)$$

За формулою (10.2) можна обчислити значення компетентності для різних порядків, починаючи з першого. При $h = 1$ вираз (10.2) буде мати вигляд:

$$K_i^1 = \frac{\sum_{j=1}^m x_{ij}}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^m x_{ij}}, \quad i = 1, 2, \dots, m \quad (10.4)$$

Сенс цієї формули в тому, що підраховується кількість голосів, поданих за i -го експерта, і ділиться на загальну кількість голосів, поданих за всіх експертів. Таким чином, коефіцієнт компетентності першого порядку — це відносне число експертів, що висловилися за включення i -го експерта в групу.

Відносний коефіцієнт компетентності другого порядку отримують з (10.2) для $h = 2$ за умови, що $k_j^1, j=1, 2, \dots, m$ визначені за (2.4) :

$$K_i^1 = \frac{\sum_{j=1}^m x_{ij} k_j^1}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^m x_{ij} k_j^1}, \quad i = 1, 2, \dots, m \quad (10.5)$$

Коефіцієнти другого порядку являють собою відносну кількість голосів, врахованих за допомогою коефіцієнта компетентності першого порядку.

Послідовно обчислюючи відносні коефіцієнти компетентності більш високого порядку, можна переконатися, що процес швидко сходиться після 3-4 обчислень, тобто відносні коефіцієнти швидко стабілізуються. У загальному випадку коефіцієнти відносної компетентності визначаються як:

$$k_i = \lim_{h \rightarrow \infty} k_i^h, \quad \sum_{i=1}^m k_i = 1 \quad (10.6)$$

Приклад: У результаті опитування трьох експертів про склад експертної групи отримані дані (x_{ij}) про думку кожного з них по вхід експертів у робочу групу. Ці дані зведені в табл.10.4.

Таблиця 10.4

	Думка експертів		
	Експерт 1 (A)	Експерт 2 (B)	Експерт 3 (C)
Експерт 1 (A)	1	1	1
Експерт 2 (B)	0	1	0
Експерт 3 (C)	1	0	1

Результати послідовної обробки отриманих даних за описаним вище алгоритмом матимуть вигляд.

На першому кроці, вважаючи рівну компетентність всіх експертів, приймаємо $k^0 = [1 \ 1 \ 1]^T$ і обчислюємо коефіцієнти відносної компетентності першого порядку:

$$y = \sum_{i=1}^3 x_{ij} = 1+1+1+0+1+0+1+0+1 = 6$$

$$k_A^1 = k_1^1 = \frac{1}{y} \sum_{j=1}^3 x_{1j} k_j^0 = \frac{1}{6} (1 \cdot 1 + 1 \cdot 1 + 1 \cdot 1) = \frac{3}{6} = 0.5$$

$$k_B^1 = k_2^1 = \frac{1}{y} \sum_{j=1}^3 x_{2j} k_j^0 = \frac{1}{6} (0 \cdot 1 + 1 \cdot 1 + 0 \cdot 1) = \frac{1}{6} = 0.167$$

$$k_C^1 = k_3^1 = \frac{1}{y} \sum_{j=1}^3 x_{3j} k_j^0 = \frac{1}{6} (1 \cdot 1 + 0 \cdot 1 + 1 \cdot 1) = \frac{2}{6} \approx 0.333$$

На другому кроці, використовуючи отримані значення, обчислюємо коефіцієнти відносної компетентності другого порядку:

$$y = \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^2 x_{ij} k_j^1 = 1 \cdot \frac{3}{6} + 1 \cdot \frac{1}{6} + 1 \cdot \frac{2}{6} + 0 \cdot \frac{3}{6} + 1 \cdot \frac{1}{6} + 0 \cdot \frac{2}{6} + 1 \cdot \frac{3}{6} + 1 \cdot \frac{3}{6} + 0 \cdot \frac{1}{6} + 1 \cdot \frac{2}{6} = \frac{12}{6} = 2$$

$$k_A^2 = k_1^2 = \frac{1}{y} \sum_{i=1}^2 x_{1i} k_i^1 = \frac{1}{2} \left(1 \cdot \frac{3}{6} + 1 \cdot \frac{1}{6} + 1 \cdot \frac{2}{6} \right) = \frac{1}{2} \cdot \frac{6}{6} = 0.5$$

$$k_B^2 = k_2^2 = \frac{1}{y} \sum_{i=1}^2 x_{2i} k_i^1 = \frac{1}{2} \left(0 \cdot \frac{3}{6} + 1 \cdot \frac{1}{6} + 0 \cdot \frac{2}{6} \right) = \frac{1}{2} \cdot \frac{1}{6} \approx 0.083$$

$$k_C^2 = k_3^2 = \frac{1}{y} \sum_{i=1}^2 x_{3i} k_i^1 = \frac{1}{2} \left(1 \cdot \frac{3}{6} + 0 \cdot \frac{1}{6} + 1 \cdot \frac{2}{6} \right) = \frac{1}{2} \cdot \frac{5}{6} \approx 0.417$$

Продовжуючи аналогічні обчислення до тих пір, доки не буде відрізнитися від k_i^{h-1} з точністю 0.01, отримаємо

$$k^3 = [0.5 \ 0.042 \ 0.458]^T$$

$$k^4 = [0.5 \ 0.02 \ 0.48]^T$$

$$k^5 = [0.5 \ 0.01 \ 0.49]^T$$

$$\text{При } h \rightarrow \infty \quad k^h \rightarrow [0.5 \ 0.0 \ 0.5]^T$$

Існують підходи до оцінки компетентності, засновані на обліку апостеріорних даних, тобто результатів експертного оцінювання.

Обробка експертних оцінок

Залежно від цілей експертного оцінювання та методу обліку експертних оцінок виникають такі основні завдання:

- 1) побудова узагальненої оцінки понять і об'єктів на основі індивідуальних оцінок експертів;
- 2) побудова узагальненої оцінки на основі парного порівняння об'єктів кожним з експертів;
- 3) визначення відносного взаємозв'язку об'єктів;
- 4) визначення залежностей між ранжуванням;
- 5) визначення узгодженості думок експертів;
- 6) оцінка надійності обробки результатів.

При вирішенні багатьох завдань недостатньо упорядкування об'єктів по одному або групі показників. Необхідно мати числові значення для кожного об'єкта, що визначають його перевагу перед іншими об'єктами. Наявність таких оцінок дозволить визначити узагальнену оцінку для всієї групи експертів.

Визначення узгодженості думок експертів створюється шляхом обчислення числової міри, що характеризує ступінь схожості індивідуальних думок. Аналіз значень міри узгодження сприяє виробленню та виявленню угруповань думок експертів.

Обробка експертних оцінок дозволяє розкрити зв'язані показники порівняння і здійснити угруповання за ступенем зв'язку. Так, наприклад, якщо показники порівняння - засоби досягнення цих цілей, то встановлення взаємозв'язку між ранжуванням, впорядковуваними кошти з точки зору досягнення цілей, дозволяє обґрунтовано відповісти на питання: "в якій мірі досягнення однієї

мети по даних засобах сприяє досягненню інших цілей " (тобто встановити причинно-наслідковий зв'язок) .

Оцінки, одержувані на основі обробки, являють собою випадкові об'єкти, тому одним з найважливіших завдань процедури обробки є визначення їх надійності.

Існує безліч підходів до вирішення даної задачі. З метою ілюстрації розглянемо один з найпростіших. Нехай m експертів провели оцінку n об'єктів по l показникам. Результати оцінювання представлені величинами x_{ij}^h , де i - номер об'єкт, а j - номер експерта, h - номер показника. Величини, x_{ij}^h отримані методом безпосереднього оцінювання, являють собою числа з деякого відрізка числової осі, або бали.

В якості групової оцінки для кожного з об'єктів можна прийняти середнє зважене значення його оцінки

$$x_i = \sum_{h=1}^l \sum_{j=1}^m q_h x_{ij}^h k_j, (i = 1, 2, \dots, n)$$

де q_h - коефіцієнти значення показників порівняння об'єктів, k_j -коефіцієнти компетентності експертів. Величини q_h і k_j є нормованими, тобто

$$\sum_{h=1}^l q_h = 1, \sum_{j=1}^m k_j = 1$$

Коефіцієнти q_h можуть бути визначені експертним шляхом, як середній коефіцієнт ваги h - го показника по всім експертам, тобто

$$q_h = \sum_{j=1}^m q_{hj} k_k$$

Коефіцієнти компетентності експертів можна обчислити за апостеріорними даними, тобто за результатами оцінки об'єктів. Основною ідеєю цього обчислення є припущення про те, що компетентність експерта повинна оцінюватися за ступенем узгодженості його оцінок з груповою оцінкою об'єктів.

Для спрощення подальшого викладення, обмежимося розглядом випадку $h=1$ Тобто коли групове оцінювання об'єктів проводиться на основі тільки одного показника. Алгоритм обчислення групових оцінок і коефіцієнтів компетентності експертів для цього випадку має вигляд:

а) початкові умови при $t=0$

$$k_j^0 = \frac{1}{m} (j = \overline{1, m}),$$

тобто початкове значення коефіцієнтів компетентності для всіх експертів приймається однаковим і рівним.

б) рекурентні співвідношення для $t = 1, 2, 3 \dots$

$x_i^t = \sum_{j=1}^m x_{ij} k_j^{t-1}, (i = \overline{1, n})$ - групова оцінка для i -го об'єкта на t -му кроці на основі

індивідуальних оцінок x_{ij} ;

$\lambda^t = \sum_{j=1}^n \sum_{i=1}^m x_i^t x_{ij}$ - нормований коефіцієнт;

$k_j^t = \frac{1}{\lambda^t} \sum_{i=1}^n x_{ij} x_i^t, (j = \overline{1, m-1})$ - коефіцієнти компетентності j -ого експерта на t -му

кроці;

$k_m^t = 1 - \sum_{j=1}^{m-1} k_j^t$ - коефіцієнти компетентності m -ого експерта із умови

нормування;

в) ознака закінчення ітераційного процесу

$$\max(|x_i^t - x_i^{t-1}|) < E$$

Збіжність даної ітераційної процедури доведена в літературі для випадку, коли індивідуальні оцінки невід'ємні, а експерти і об'єкти не розпадаються на окремі групи (тобто кожна група експертів не оцінює об'єкти своєї групи). У більшості практичних завдань ці умови виконуються, що доводить збіжність алгоритму.

Приклад: Три експерти ($m=3$) оцінили значення двох заходів ($n=2$) за ступенем їх впливу на вирішення однієї з проблем ($l=1$). Результатами експертизи з'явилися нормовані оцінки заходів $x_{1j} + x_{2j} = 1, j = 1, 2, 3$.

x_{ij}	Експерт 1	Експерт 2	Експерт 3
Захід 1	0,3	0,5	0,2
Захід 2	0,7	0,5	0,8

Обчислимо групові оцінки заходів, що приводять до вирішення проблеми і коефіцієнти компетентності кожного з експертів. Для цього скористаємося наведеним вище алгоритмом, задавши точністю обчислення $E = 0,001$.

Середні оцінки об'єктів першого наближення (при $t=1$) будуть рівні:

$$x_1^1 = \frac{1}{3}(0,3 + 0,5 + 0,2) = 0,333; \quad x_2^1 = \frac{1}{3}(0,3 + 0,5 + 0,8) = 0,667$$

$$x^1 = (0,333; 0,667)$$

Обчислимо нормований коефіцієнт λ^1 :

$$\lambda^1 = \sum \sum x_{ij} x_i^1 = x_1^1(0,3 + 0,5 + 0,2) + x_2^1(0,7 + 0,5 + 0,8) = 0,333 * 1 + 0,667 * 2 = 1,665$$

Значення коефіцієнтів компетентності першого наближення приймуть значення:

$$k_1^1 = \frac{1}{1,665}(0,3 * 0,333 + 0,7 * 0,667) = 0,34$$

$$k_2^1 = \frac{1}{1,665}(0,3 * 0,333 + 0,5 * 0,667) = 0,3$$

$$k_3^1 = 1 - (0,34 + 0,3) = 0,36 \text{ і тоді } k^1 = (0,34; 0,30; 0,36)$$

Обчислюючи групові оцінки другого і т.д. наближення, отримаємо:

$$x^2 = (0,324; 0,676) \quad x^3 = (0,3235; 0,6765)$$

$$\lambda^2 = 1,676, \quad \lambda^3 = 1,6765$$

$$k^2 = (0,341; 0,298; 0,361) \quad k^3 = (0,341; 0,298; 0,361)$$

Результат третього кроку задовольняє умову закінчення ітераційного процесу і за значення групової оцінки приймається $x \approx x^3 = (0,3235; 0,6765)$.

Обробка парних порівнянь

При встановленні причинно-наслідкових залежностей між об'єктами предметної області, експертам у ряді випадків складно висловити їх чисельно. Тобто важко встановити кількісно ступінь впливу тієї чи іншої причини (об'єкта). Особливо це складно, якщо таких об'єктів багато. Разом з тим, експерти порівняно легко вирішують завдання парного порівняння. Це завдання полягає в тому, що експерт встановлює уподобання об'єктів при порівнянні всіх можливих пар. Тобто експерт, розглядаючи всі можливі пари об'єктів, в кожній з них встановлює ту причину, яка, на його думку, надає більший вплив. Виникає питання, як отримати оцінку всієї сукупності об'єктів на основі результатів парного порівняння, виконаного групою експертів.

Нехай кожен з експертів проводить оцінку впливу на результат всіх пар об'єктів, даючи числову оцінку

$$r_{ij}^h = \begin{cases} 1, & \text{якщо об'єкт } O_i \text{ є більш впливовим ніж } O_j \\ 0.5, & \text{якщо об'єкти } O_i \text{ та } O_j \text{ рівноправні} \\ 0, & \text{якщо об'єкт } O_i \text{ є менш впливовим ніж } O_j \end{cases}$$

Де $h=1,2,\dots,m$ - номер експерта, $i,j=1,2,\dots,n$ - номери об'єктів, які досліджуються при експертизі. Тобто за результатами експертизи маємо m таблиць (матриць) виду:

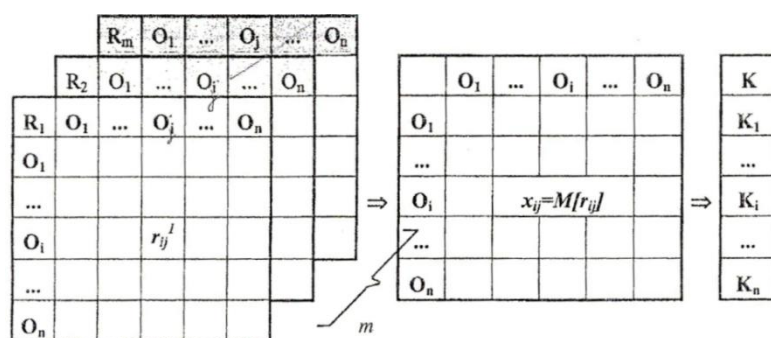


Рис. 10.1. Послідовність обробки парних порівнянь

Як випливає з рис. 10.1 послідовність обробки парних порівнянь полягає в тому, що на підставі таблиць парних порівнянь експертів будується матриця математичних очікувань оцінок всіх пар об'єктів. Потім по цій матриці обчислюється вектор коефіцієнтів відносної важливості об'єктів.

Якщо при оцінці пари O_{ij} із загальної кількості експертів m_i висловилися на користь O_i , m_j , на користь O_j , а m_p вважає ці об'єкти рівноправними, то оцінка математичного очікування дискретної випадкової величини буде дорівнювати:

$$x_{ij} = M[r_{ij}^h] = 1 * \frac{m_i}{m} + 0,5 * \frac{m_p}{m} + 0 * \frac{m_j}{m}, \quad h = \overline{1, m}$$

Так як загальна кількість експертів $m = m_i + m_p + m_j$, то визначаючи звідси m_p і підставляючи його в вищенаведений вираз отримаємо

$$x_{ij} = \frac{m_i}{m} + 0,5 \left(\frac{m - m_i - m_j}{m} \right) = \frac{1}{2} + \frac{m_i - m_j}{2m}$$

Очевидно, що $x_{ij} + x_{ji} = 1$. Сукупність величин x_{ij} утворюють матрицю $X = \|x_{ij}\|$ розмірності $n \times n$, на основі якої можна побудувати ранжування всіх об'єктів і визначити коефіцієнти відносної важливості об'єктів, тобто вектор

$$k = [k_1, k_2, \dots, k_n]^T$$

Одним із способів визначення значень елементів вектора є ітераційний алгоритм виду:

а) початкова умова $t = 0$

$$k^0 = \underbrace{[1 \ 1 \ 1 \ \dots \ 1]}_n^T$$

б) рекурентні відношення

$$k^t = \frac{1}{\lambda^t} * X * k^{t-1}$$

$$\lambda^t = [1 \ 1 \ 1 \ \dots \ 1] * X * k^{t-1}, \quad t = (1, 2, \dots, n)$$

де X - матриця математичних очікувань оцінок пар об'єктів, k^t - вектор коефіцієнтів відносної важливості об'єктів порядку t .

$$\sum_{i=1}^n k_i^t = 1 \text{ - умова нормування}$$

в) ознака закінчення $\|k^t - k^{t-1}\| < E$.

Якщо матриця ненегативна і нерозкладна (тобто шляхом перестановки рядків і стовпців її не можна привести до трикутного вигляду), то при збільшенні порядку $t \rightarrow \infty$ величина λ^t сходиться до максимального власного числа матриці X , тобто $k = \lim_{t \rightarrow \infty} k^t$, $\sum_{i=1}^n k_i = 1$.

Приклад: Припустимо, що в результаті опитування трьох ($m = 3$) експертів про ступінь впливу на результат трьох ($n = 3$) різних факторів (об'єктів) отримані наступні таблиці парних порівнянь:

Експерт 1 (R_1)

	O ₁	O ₂	O ₃
O ₁	0.5	1	1
O ₂	0	0.5	0
O ₃	0	1	0.5

Експерт 2 (R_2)

	O ₁	O ₂	O ₃
O ₁	0.5	0.5	0.5
O ₂	0.5	0.5	0.5
O ₃	0.5	0.5	0.5

Експерт 3 (R_3)

	O ₁	O ₂	O ₃
O ₁	0.5	1	0.5
O ₂	0	0.5	0
O ₃	0.5	1	0.5

Для отримання групової оцінки ступеня впливу кожного з об'єктів на результат, побудуємо матрицю математичних очікувань оцінок кожної з пар об'єктів, яка для розглянутого прикладу буде мати вигляд:

	O ₁	O ₂	O ₃
O ₁	3/6	5/6	4/6
O ₂	1/6	3/6	1/6
O ₃	2/6	5/6	3/6

Значення елементів цієї матриці отримані з таких виразів:

$$\begin{aligned}
 x_{11} &= \frac{1}{2} + \frac{0-0}{2 \cdot 3} = \frac{1}{2}; \quad x_{11} = x_{22} = x_{33} = \frac{1}{2}; \\
 x_{12} &= \frac{1}{2} + \frac{2-0}{2 \cdot 3} = \frac{5}{6}; \quad x_{21} = 1 - x_{12} = \frac{1}{6}; \\
 x_{13} &= \frac{1}{2} + \frac{1-0}{2 \cdot 3} = \frac{4}{6}; \quad x_{31} = 1 - x_{13} = \frac{2}{6}; \\
 x_{23} &= \frac{1}{2} + \frac{0-2}{2 \cdot 3} = \frac{1}{6}; \quad x_{32} = 1 - x_{23} = \frac{5}{6}.
 \end{aligned}$$

Скористаємося вищеописаним алгоритмом для отримання вектора відносної важливості об'єктів. Для наочності, кожен з кроків представимо у вигляді:

крок 0:

$$K^0 = [1 \ 1 \ 1]^T;$$

крок 1:

$$\begin{aligned}
 Y^1 &= X \times K^0 = \frac{1}{6} \times \begin{bmatrix} 3 & 5 & 4 \\ 1 & 3 & 1 \\ 2 & 5 & 3 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ 1 \end{bmatrix} = \frac{1}{6} \times \begin{bmatrix} 12 \\ 5 \\ 10 \end{bmatrix} \\
 \lambda^1 &= [1 \ 1 \ 1] \times Y^1 = [1 \ 1 \ 1] \times \frac{1}{6} \times \begin{bmatrix} 12 \\ 5 \\ 10 \end{bmatrix} = \frac{27}{6} \\
 K^1 &= \frac{1}{\lambda^1} \times Y^1 = \frac{6}{27} \times \frac{1}{6} \times \begin{bmatrix} 12 \\ 5 \\ 10 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.444 \\ 0.185 \\ 0.370 \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

крок 2:

$$Y^2 = X \times K^1 = \frac{1}{6} \times \begin{bmatrix} 3 & 5 & 4 \\ 1 & 3 & 1 \\ 2 & 5 & 3 \end{bmatrix} \times \frac{1}{27} \times \begin{bmatrix} 12 \\ 5 \\ 10 \end{bmatrix} = \frac{1}{6 \cdot 27} \times \begin{bmatrix} 101 \\ 37 \\ 79 \end{bmatrix}$$

$$\lambda^2 = [1 \ 1 \ 1] \times Y^2 = [1 \ 1 \ 1] \times \frac{1}{6 \cdot 27} \times \begin{bmatrix} 101 \\ 37 \\ 79 \end{bmatrix} = \frac{217}{6 \cdot 27}$$

$$K^2 = \frac{1}{\lambda^2} \times Y^2 = \frac{6 \cdot 27}{217} \times \frac{1}{6 \cdot 27} \times \begin{bmatrix} 101 \\ 37 \\ 79 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.465 \\ 0.171 \\ 0.364 \end{bmatrix}$$

Продовжуючи ітераційний процес до тих пір, доки норма оцінки не буде менше заданої ($\max(|K_i^t - K_i^{t-1}|) < 0.001$) отримаємо

$$K^3 = [0.468 \ 0.169 \ 0.363]^T$$

$$K^4 = [0.468 \ 0.169 \ 0.363]^T$$

На четвертому кроці виконується умова виходу, що дозволяє за групову оцінку ступеня впливу на результат прийняти вектор коефіцієнтів відносної важливості об'єктів виду:

$$K = [0.500 \ 0.349 \ 0.151]^T$$

Визначення узагальнених ранжувань.

При груповій експертній оцінці кожному i -ому об'єкту кожен з j -х експертів присвоює r_{ij} . У результаті проведення експертного оцінювання виходить матриця рангів $\|r_{ij}\|$ розмірності $n \times m$, де n - число об'єктів, а m - число експертів ($j = \overline{1, m}$).

Найпростіший спосіб отримання узагальненого ранжування полягає в ранжуванні об'єктів за величиною сум рангів, отриманих кожним об'єктом від усіх експертів. У цьому випадку для матриці ранжування $\|r_{ij}\|$ обчислюються суми:

$$r_i = \sum_{j=1}^m r_{ij} \quad (i = 1, 2, \dots, n).$$

Далі об'єкти упорядковуються по ланцюжку нерівностей $r_k < r_l < \dots < r_q$, де $r_k = \min_i(r_i)$, $r_l = \min_{i, i \neq k}(r_i)$, ..., $r_q = \min_i(r_i)$. Звідси випливає узагальнене ранжування об'єктів:

$$O_k \succ O_l \succ \dots \succ O_q.$$

Для обліку компетентності експертів досить помножити i - у ранжировку на коефіцієнти компетентності j - го експерта $0 \leq k \leq 1$. У цьому випадку обчислення суми рангів для i - го об'єкта здійснюватися за формулою:

$$r_i = \sum_{j=1}^m k_j r_{ij},$$

що дозволяє впорядкувати об'єкти по ланцюжку нерівностей. Слід зазначити, що побудова таких узагальнених ранжировок є коректною процедурою тільки в тому випадку, якщо ранги призначаються як місця об'єктів у вигляді натуральних чисел $1, 2, \dots, n$.

Однак ранги об'єктів визначають тільки порядок розташування об'єктів за показниками порівняння. Ранги як числа не дають можливості зробити висновок про те, на скільки або в скільки разів кращий один об'єкт в порівнянні з іншим. Якщо ранги 3, то звідси не слід робити висновки про те, що об'єкт, з рангом 1, в три рази краще, ніж об'єкт, що має ранг, що дорівнює трьом.

Разом з тим, для використання в ЕС знань, отриманих від експертів, необхідно не тільки упорядкування або ранжування об'єктів за ступенем їх впливу чи на який-небудь результат, але й визначення кількісної оцінки ступеня впливу кожного з об'єктів на результат.

Найпростішим методом для реалізації цього завдання є підхід, заснований на побудові узагальненої ранжировки шляхом переходу від матриці ранжировок до матриці парних порівнянь. Для цього на основі матриці $\|r_{ij}\|$ будується m матриць парних порівнянь R_j ($j = 1, 2, \dots, m$), де m - число експертів. Елементи цих матриць визначаються таким чином:

$$R_j = \|r_{ij}\| = \begin{cases} 1, & \text{якщо } O_i^j > O_k^j, \text{ тобто } r_{ij} < r_{kj} \\ 0.5, & \text{якщо } O_i^j \sim O_k^j, \text{ тобто } r_{ij} = r_{kj} \\ 0, & \text{якщо } O_i^j < O_k^j, \text{ тобто } r_{ij} > r_{kj} \end{cases}$$

де j - номер експерта, i та k - номери порівнюваних об'єктів.

Потім до отриманих матриць парних порівнянь всіх експертів застосовується розглянутий раніше метод обробки парних порівнянь. Його ітераційна процедура дозволяє отримати коефіцієнти відносної важливості об'єктів за ступенем їх впливу на результат. Проілюструємо застосування цього підходу на прикладі.

Приклад. Нехай три експерта ($m = 3$) провели ранжування трьох об'єктів ($n=3$) за ступенем їх впливу на який-небудь результат і таблиця ранжировок має вигляд:

Об'єкт O_i	Експерт 1	Експерт 2	Експерт 3
O_1	1	1	2
O_2	2	3	1
O_3	3	2	3

На основі цієї таблиці матриця парних порівнянь для першого експерта буде мати вигляд:

$$R_1 = \|R_{kj}^1\| = \begin{vmatrix} 0.5 & 1 & 1 \\ 0 & 0.5 & 1 \\ 0 & 0 & 0.5 \end{vmatrix}$$

Аналогічні матриці парних порівнянь для другого і третього експерта будуть мати вигляд:

$$R_2 = \begin{vmatrix} 0.5 & 1 & 1 \\ 0 & 0.5 & 0 \\ 0 & 1 & 0.5 \end{vmatrix}; \quad R_3 = \begin{vmatrix} 0.5 & 0 & 1 \\ 1 & 0.5 & 1 \\ 0 & 0 & 0.5 \end{vmatrix}$$

Використовуючи метод обробки парних порівнянь отримаємо послідовність векторів коефіцієнтів відносної важливості об'єктів:

Крок	K_1	K_2	K_3
0	1,0	1,0	1,0
1	0,481	0,333	0,185
2	0,489	0,346	0,156
3	0,5	0,348	0,152
4	0,5	0,349	0,151

Ітераційна процедура із заданою точністю ($E=0,001$) є збіжною на четвертому кроці до значень: $K = [0.500 \ 0.349 \ 0.151]^T$

Що дозволяє оцінити кількісно ступінь впливу кожного об'єкта на результат, отриманий на основі вихідного ранжування експертів.

ЕКСПЕРТНІ СИСТЕМИ З НЕВИЗНАЧЕНИМИ ЗНАННЯМИ

На практиці часто доводиться оцінювати гіпотези для яких є неповна або недостатня інформація. Іноді важко зробити точні оцінки, але, незважаючи на невизначеність, ми приймаємо розумні рішення. Щоб ЕС були корисними, вони теж повинні вміти це робити. Класичним прикладом цього завдання є медична діагностика. Завжди існують деякі сумніви в чіткості прояву симптомів того чи іншого захворювання. Сумніви в наявності у пацієнта конкретного захворювання зберігаються навіть у тому випадку, коли всі його симптоми чітко виражені.

Як же виявляється і враховується невизначеність в експертних системах? Розглянемо найпростішу ситуацію. Нехай використовується правило:

якщо (A), то (B)

і, припустимо, ніякі інші правила не мають відношення до ситуації, що розглядається. Де ж виникає невизначеність? В ЕС вона може бути двох типів:

- невизначеність в істинності самого правила (наприклад, якщо ступінь впевненості в тому, що A істинно становить 90 % , то які значення прийме B)
- невизначеність самого правила (наприклад ми можемо сказати, що в більшості випадків , але не завжди, якщо є A, то є також і B).

Ще більш складна ситуація виникає у разі, якщо правило має вигляд:

якщо (A і B) , то (C)

де ми можемо з деякою мірою бути впевнені як в істинності кожної з посилок (A, B), а тим більше їх спільного прояву, так і в істинності самого аргументу.

При проектуванні і створенні ЕС з невизначеними знаннями виникають чотири важливі проблеми :

- як кількісно виразити ступінь визначеності при встановленні істинності (або хибності) деякої частини даних?
- як виразити ступінь підтримки висновку конкретною передумовою?
- як використовувати спільно дві (або більше) передумов, незалежно впливаючих на висновок?
- як бути в ситуації, коли потрібно обговорити ланцюжок висновку для підтвердження в умовах невизначеності?

Насамперед розглянемо можливості використання, теорії ймовірності при введенні в умовах невизначеності.

Системи, що використовують суб'єктивні ймовірності

Основне поняття настільки природно, що воно відіграє значну роль у повсякденному житті. Поняття ймовірності було розроблено декілька століть тому. Але вже тисячі років людина використовує такі слова, як «може бути», «шанс», «успіх» або інші їх еквівалентні в розмовній мові. Ймовірність події у математичній теорії ймовірностей класично визначається як відношення випадків, в яких дана подія відбувається до загального числа спостережень. Однак можливі й інші визначення. У теперішній час існують кілька інтерпретацій теорії ймовірностей. Розглянемо три найбільш домінуючі погляди.

Об'єктивний погляд. Цей підхід заснований на законі великих чисел, що гарантує те, що при наявності досить великої кількості спостережень частота результатів події, що цікавить, буде прямувати до об'єктивної ймовірності.

Персоніфікований, суб'єктивний чи заснований на думках погляд. Полягає в тому, що ймовірнісна міра розглядається як ступінь довіри того, як окрема особистість судить про істинність деякого висловлювання. Цей погляд говорить, що дана особистість має в деякому сенсі ставлення до цієї події. Термін «байєсовські» часто використовується як синонім суб'єктивної ймовірності.

Необхідний або логічний погляд. Характеризується тим, що ймовірнісна міра поширюється на безліч тверджень, що мають логічний зв'язок, такий, що істинність одного з них може залежати від іншого.

Ці ймовірнісні інтерпретації використовують і різні схеми виведення. Однак існують всього дві школи ймовірнісних розрахунків: школа Паскаля (або загальноприйнята), школа Бекона (або індуктивна). Розрахунки по Паскалю використовують байєсовські правила для перевірки та обробки границі довіри. Обчислення по Бекону використовують правила логіки для доведення або спростування гіпотез. Об'єктивний і суб'єктивний погляди використовують розрахунки по Паскалю. Ті, хто підтримують логічні висновки, використовують розрахунки по Бекону.

Існують ЕС, побудовані на обох напрямках. Проте в ЕС бази знань накопичують людські знання, тому для представлення знань експертів з урахуванням ймовірностей найбільш придатними є інтерпретації на основі суб'єктивних довір. У результаті чого і більшість сучасних ЕС, що використовують теорію ймовірностей, є «байєсівськими».

Байєсівське оцінювання, теорема Байєса

Розглянемо деякі фундаментальні поняття теорії ймовірностей. Нехай A є деяка подія. Сукупність всіх елементарних подій називається вибірковою простором або простором події (Ω). Ймовірність події A , позначається $p(A)$ і кожна ймовірнісна функція p повинна задовольняти три аксіоми:

1) Ймовірність будь-якої події A є невід'ємною, тобто

$$p(A) \geq 0 \text{ для } \forall A \in \Omega$$

2) Ймовірність всіх подій вибіркового простору дорівнює 1, тобто

$$p(\Omega) = 1$$

3) Якщо k подій A_1, A_2, \dots, A_k є взаємно незалежними (тобто не можуть відбутися одночасно), то ймовірність, принаймні, однієї з цих подій дорівнює сумі окремих ймовірностей, або

$$p(A_1 \cup A_2 \cup \dots A_k) = \sum_{i=1}^k p(A_i)$$

Аксіоми 1 і 2 можна об'єднати, що дає

$$1 \geq p(A) \geq 0 \text{ для } \forall A \in \Omega$$

Це твердження показує, ймовірність будь-якої події знаходиться між 0 і 1. За визначенням, коли $p(A) = 0$, то подія A ніколи не станеться. У тому випадку і коли $p(A) \geq 1$, то подія A має статися обов'язково.

Доповнення до A , позначається $(\neg A)$, містить сукупність всіх подій Ω окрім A . Так як A і $\neg A$ є взаємно незалежними (тобто $A \cap \neg A = \emptyset$), то з аксіоми 3 випливає

$$p(A) + p(\neg A) = p(A \cup \neg A) = p(\Omega) = 1$$

Перепишучи цю рівність у вигляді $p(\neg A) = 1 - p(A)$, ми отримуємо шлях для отримання $p(\neg A)$ з $p(A)$.

Припустимо тепер, що $B \in \Omega$ — деяка інша подія. Тоді ймовірність того, що відбудеться A за умови, що сталося B записується у вигляді $p(A|B)$ і називається *умовною ймовірністю* події A при заданій події B .

Ймовірність того, що обидві події A і B відбудуться $p(AB)$ називається *спільною ймовірністю* подій A і B . Умовна ймовірність $p(A|B)$ дорівнює відношенню спільної ймовірності $p(AB)$ до ймовірності події B , за умови, що вона не дорівнює 0, тобто

$$p(A|B) = \frac{p(A \cap B)}{p(B)}$$

Аналогічно умовна ймовірність події B за умови A , що позначається $p(B|A)$ дорівнює:

$$p(B|A) = \frac{p(B \cap A)}{p(A)}$$

і таким чином

$$p(B \cap A) = p(B|A) \times p(A).$$

Так, як спільна ймовірність комутативна (тобто від перестановки місць сума не змінюється), то

$$p(A \cap B) = p(B \cap A) = p(B|A) \times p(A).$$

Підставляючи цю рівність у раніше отриманий вираз для умовної ймовірності $p(B | A)$ отримаємо **правило Байєса**

$$p(A | B) = \frac{p(B | A) \times p(A)}{p(B)}.$$

У ряді випадків наше знання того, що відбулася подія B , не впливає на ймовірність події A (або навпаки A і B). Іншими словами, ймовірність події A не залежить від того, сталося чи ні подія B , так що

$$p(A | B) = p(A) \text{ и } p(B | A) = p(B).$$

У цьому випадку говорять, що подія A і B є незалежними.

Байєсівські мережі довіри як засіб розробки експертних систем

Розглянемо випадок, коли всі правила в експертній системі відображаються у формі :

Якщо $\langle H \text{ є істинною} \rangle$ То $\langle E \text{ спостерігається з ймовірністю } p \rangle$.

Очевидно, якщо H сталося, то це правило говорить про те, що подія E відбувається з ймовірністю p . Але що буде, якщо стан H невідомо, а E відбулося? Використані теореми Байєса дозволяють обчислити вірогідність того, що H істинно. Заміна « A » і « B » на « H » і « E » не істотна для формули Байєса, але з її допомогою ми можемо покинути загальну теорію ймовірності і перейти до аналізу ймовірнісних обчислень в ЕС. У цьому контексті:

- H - подія, що полягає в тому, що дана гіпотеза вірна;
- E - подія, що полягає в тому, що є доказ (свідчення), який може підтвердити правильність вказаної гіпотези.

Перепишучи формулу Байєса в термінах гіпотез і свідчень, отримаємо:

$$p(H | E) = \frac{p(E | H) \times p(H)}{p(E | H) \times p(H) + p(E | \neg H) \times p(\neg H)}.$$

Ця рівність встановлює зв'язок гіпотези зі свідченням і, в той же час, свідчення, що спостерігається з поки ще не підтвердженою гіпотезою. Ця інтерпретація припускає також визначення апіорної ймовірності гіпотези $p(H)$ до спостереження або отримання деякого факту.

В ЕС ймовірності, необхідні для вирішення деякої проблеми, забезпечуються експертами і запам'ятовуються в базі знань. Ці ймовірності включають :

- апіорні ймовірності всіх гіпотез $p(H)$ (хвороба);
- умовні ймовірності виникнення доказів за умови існування кожної з гіпотез $p(E|H)$.

Так, наприклад, у медичній діагностиці експерт повинен задати апіорні ймовірності всіх можливих хвороб в деякій медичній галузі. Крім того, повинні бути визначені умовні ймовірності прояву тих чи інших симптомів при кожній з хвороб. Умовні ймовірності повинні бути отримані для всіх симптомів і хвороб, припускаючи, що всі симптоми незалежні в рамках однієї хвороби.

Дві події E_1 і E_2 є умовно незалежними, якщо їх спільна ймовірність за умови деякої гіпотези H дорівнює добутку умовних ймовірностей цих подій за умови H , тобто

$$p(E_1 E_2 / H) = p(E_1 / H) \cdot p(E_2 / H)$$

Користувачі дають ЕС інформацію про спостереження (наявності певних симптомів) $p(H_i | E_j \dots E_k)$ для всіх гіпотез (H_1, \dots, H_m) у світлі пред'явлених симптомів (E_j, \dots, E_k) і ймовірностей, збережених в БЗ.

Ймовірність $p(H_i | E_j \dots E_k)$ називається *апостеріорною ймовірністю* гіпотез за спостереженнями (E_j, \dots, E_k) . Ці ймовірності дають порівняльне ранжування всіх можливих гіпотез, тобто гіпотез з нульовими апостеріорними ймовірностями.

Однак, наведена вище формула Байєса обмежена в тому, що кожне свідчення впливає на одну гіпотезу. Можна узагальнити цей вираз на випадок множинних гіпотез (H_1, \dots, H_m) і множинних доказів (E_1, \dots, E_n) . Ймовірності

кожної з гіпотез за умови виникнення деякого конкретного доказу E можна визначити з виразу:

$$p(H_i | E) = \frac{p(E | H_i) \times p(H_i)}{\sum_{k=1}^m p(E | H_k) \times p(H_k)}, i = \overline{1, m}.$$

Діагностичний алгоритм із застосуванням формули Байєса

Мається ціла група алгоритмів для обчислювальної діагностики, яка заснована на ймовірнісних критеріях. У медичних довідниках по діагностиці захворювань зазвичай симптоми та ознаки захворювань супроводжуються вказівками на частоту їх появи при даній хворобі. При цьому використовується такі терміни, як «часто», «дуже часто», «рідко» і т.п.

Діагностичний алгоритм, який визначає порядок переробки медичної інформації для вирішення завдання постановки діагнозу включає в себе збір, аналіз і оцінку інформації. Алгоритми аналізу інформації в експертних системах (ЕС) ґрунтуються на кількісних операціях. В алгоритмі максимальної оцінки інформації, основну роль грають логічні операції. У цьому випадку здійснюється постійне порівняння інформації від пацієнта з інформацією напрацьованою експертами. Найпростіший діагностичний алгоритм такої ЕС зображений на рисунку 11.1.

Машинна діагностика ґрунтується на вивченні ймовірності тих чи інших захворювань за наявності певного набору симптомів.

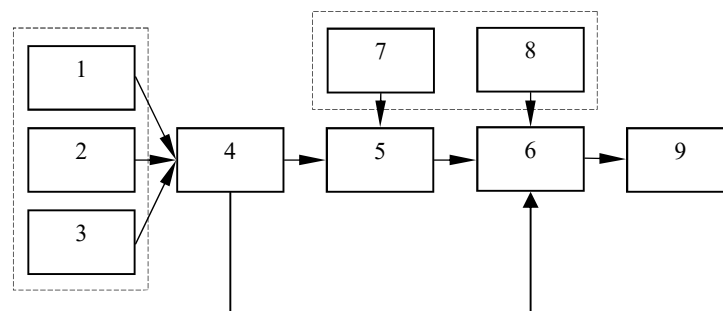


Рис. 11.1 Діагностичний алгоритм для ЕС

Блоки на рис. 11.1 означають наступне: 1 - дані опитування та огляду; 2-лабораторно-клінічні дані; 3 - результати фізіологічних досліджень, 4 - оперативне накопичення інформації; 5 - порівняння накопиченої інформації з константами різних медичних показників; 6 - порівняння виділених симптомів і відхилень з симптомокомплексами, відбір симптомів (пам'ять ЕОМ); 7 - запам'ятовування констант і меж «норми»; 8- запам'ятовування симптомокомплексів; 9 - видача висновків (діагнозів).

Завдання ймовірнісного діагнозу може бути сформульоване як задача визначення ймовірності даної хвороби по заданому набору симптомів, якщо відомі ймовірні наявності окремих симптомів при певних захворюваннях. У зв'язку з цим завданням в обчислювальній діагностиці отримала застосування формула Байєса, яка для даної ЕС може бути записана у вигляді:

$$P(H_i / E) = \frac{P(E / H_i) \cdot P(H_i)}{\sum_{k=1}^m P(E / H_k) \cdot P(H_k)}, \text{ де } i = \overline{1, m}$$

$P(H_i / E)$ - ймовірність того, що за наявності комплексу симптомів E_j є хвороба H_i ; $P(H_i)$ - ймовірність захворювання при випадковому виборі; $P(E_j / H_i)$ - відома з медичного досвіду ймовірність наявності симптомів комплексу E_j при хворобі H_i ; $\sum P(E / H_k) \cdot P(H_k)$ - сума добутків ймовірностей кожної з розглянутих хвороб на ймовірність даного комплексу симптомів при кожній з цих хвороб.

Прокоментуємо цю формулу: $P(H_i / E_j)$ - шукана ймовірність хвороби по даному набору симптомів $P(E_j / H_i)$. Це той медичний досвід, який накопичено в даний час і виражений кількісно у вигляді ймовірності даного симптомокомплексу при даному захворюванні. Ці дані, як правило, визначаються експертами за допомогою методики, наведеної вище.

Ця ймовірність може бути виражена числом від 0 до 1,0. Хоча в навчальних посібниках та монографіях ще немає точних розрахунків таких ймовірностей, вони можуть бути виражені приблизно таким чином: патогномонічні симптомокомплекси мають ймовірність, рівну одиниці,

симптомокомплекси, які часто зустрічаються, 0,7-0,9; середня частота симптомкомплексів 0,5-0,6; симптомкомплекси, які рідко зустрічаються, 0,3-0,4; дуже рідко 0,1-0,2; нуль означає, що симптомкомплекс при даному захворюванні ніколи не зустрічається. $P(H_i)$ - це ймовірність даного захворювання у групі випадково відібраних пацієнтів; такою групою може бути контингент даної лікарні, даного району, даного міста. Сенс введення в діагностику величини $P(H_i)$ полягає в тому, що вона непостійна і залежить від географічних, сезонних, епідеміологічних та інших факторів, які лікар повинен враховувати при постановці діагнозу.

Так, наприклад, під час епідемії грипу симптомкомплекс: головний біль, слабкість, підвищення температури тіла з ймовірністю 0,95-1,0 відповідає діагнозу грипу; в тропічних країнах цей же симптомкомплекс за відсутності епідеміологічних факторів має велику ймовірність для діагнозу теплового удару, гіпертермії.

Сума добутоків ймовірностей кожної з розглянутих хвороб на ймовірність обраного (досліджуваного) симптомкомплексу при кожному даному захворюванні являє собою умовну величину, що показує порівняльну значимість даного симптомкомплексу при даному захворюванні у порівнянні з іншими захворюваннями. По суті це показник патогномонічності. Чим більше відрізняється знаменник від чисельника, тим менш патогномонічний симптомкомплекс.

Таблиця 11.1

Симптомокомплекси E_i	Хвороба-комплекси H_i							
	H_0	H_1	H_2	H_3	H_4	H_5	H_6	H_7
E_0	0	0	0	0	0	0	0	0
E_1	0	0	0,16 7	0	0,1	0	0	0
E_2	0	1,167	0,06 7	0	0	0	0	0
E_3	0	0	0,2	0	0	0	0	0
E_4	0	0,333	0,06	0	0,3	0	0,2	0
E_5	0	0	0,16	0,33	0,6	0	0,2	0,2

Симптомокомплекс E _i	Хвороба-комплекс H _i							
	H0	H1	H2	H3	H4	H5	H6	H7
E6	0	0,5	0,16	0	0	0	0,2	0
E7	0	0	0,26	0,66	0	0	0,1	0,8
Хвороба-комплекс	0	0,6	0,15	0,15	0,05	0,04	0,005	0

В якості прикладу розглянемо таблицю 11.1, в якій є умовні та безумовні ймовірності для 7 симптомокомплексів. Припустимо, що у нашого хворого є симптомокомплекс $M_4(E_4)$, при якому можливі хвороби № 1, 2, 4, 6 (H1, H2, H4, H6). За формулою Байєса знаходимо значення $P(H_i/E_j)$, тобто ймовірності кожної з 4 хвороб за наявності симптому E4.

$$P(H_1 / E_4) = \frac{0,6 \cdot 0,333}{0,6 \cdot 0,333 + 0,15 \cdot 0,067 + 0,05 \cdot 0,3 + 0,005 \cdot 0,2} = 0,855$$

$$P(H_2 / E_4) = 0,044$$

$$P(H_4 / E_4) = 0,067$$

$$P(H_6 / E_4) = 0,004$$

таким чином найбільш ймовірна хвороба H1.

У разі множинних доказів:

$$p(H_i | E_1 E_2 \dots E_n) = \frac{p(E_1 E_2 \dots E_n | H_i) \times p(H_i)}{\sum_{k=1}^m p(E_1 E_2 \dots E_n | H_k) \times p(H_k)}, i = \overline{1, m}.$$

На жаль, даний вираз має ряд недоліків. Так, знаменник вимагає знання умовних ймовірностей всіх можливих комбінацій доказів і гіпотез, що робить правило Байєса малоприматним для ряду додатків. Однак у тих випадках, коли можливо припустити умовну незалежність свідчень, правило Байєса можна привести до простішого вигляду:

$$p(H_i | E_1 E_2 \dots E_n) = \frac{p(E_1 | H_i) \times p(E_2 | H_i) \times \dots \times p(E_n | H_i) \times p(H_i)}{\sum_{k=1}^m p(E_1 | H_k) \times p(E_2 | H_k) \times \dots \times p(E_n | H_k) \times p(H_k)}, i = \overline{1, m}.$$

Разом з тим припущення про незалежність подій у ряді випадків пригнічують точність суджень і доказів в ЕС.

Поширення ймовірностей в ЕС

Ймовірності подій поширюються по БЗ експертної системи на основі правила Байеса для обчислення всіх апостеріорних ймовірностей гіпотез за умови спостережуваних доказів. Ці апостеріорні ймовірності дають ранжовану інформацію про потенційно істинну гіпотезу. Розглянемо приклад, який ілюструє цей процес.

Приклад. Припустимо, що в деякій БЗ є всього три взаємно незалежних гіпотези: H_1, H_2, H_3 , які мають апріорні ймовірності: $p(H_1), p(H_2), p(H_3)$, відповідно. Правила БЗ містять два умовно незалежних докази, які підтримують вихідні гіпотези різного ступеня. Апріорні і умовні ймовірності всіх гіпотез і доказів цього прикладу позначені таким чином. $p(H_i | E)$ - бажана ймовірність хвороби по даному набору симптомів; $p(H_i)$ - ймовірність захворювання H при випадковому виборі (апріорна); $p(E | H_i)$ - це той медичний досвід, який накопичено останнім часом; $\sum p(E | H_k) \times p(H_k)$ - сума добутків ймовірностей кожної з розглянутих хвороб на ймовірність одного з симптомів при кожній хворобі.

p (i)	1	2	3
p(H _i)	0,5	0,3	0,2
p(E ₁ H _i)	0,4	0,8	0,3
p(E ₂ H _i)	0,7	0,9	0,0

При цьому вихідні гіпотези характеризує подія, пов'язана визначенням надійності деякого медичного закладу:

H_1 - «середня надійність лікувального закладу»

H_2 - «висока надійність лікувального закладу»

H_3 - «низька надійність лікувального закладу»

Подіями, які є умовно незалежними доказами, що підтримують вихідні гіпотези є: E_1 - "наявність помилок" і E_2 - "наявність довідкового матеріалу".

У процесі збору фактів ймовірності гіпотез будуть підвищуватися, якщо факти підтримують їх або зменшуватися, якщо спростовують їх. Припустимо,

що ми маємо тільки одне свідчення E_1 (тобто з ймовірністю одиниця настав факт E_1). Спостерігаючи E_1 , ми обчислюємо апостеріорні ймовірності для гіпотез згідно з формулою Байєса для одного доказу:

$$p(H_i | E_1) = \frac{p(E_1 | H_i) \cdot p(H_i)}{\sum_{k=1}^3 p(E_1 | H_k) \cdot p(H_k)}, \quad i=1,2,3.$$

Таким чином,

$$p(H_1 | E_1) = \frac{0.4 \cdot 0.5}{0.4 \cdot 0.5 + 0.8 \cdot 0.3 + 0.3 \cdot 0.2} = 0.40$$

$$p(H_2 | E_1) = \frac{0.8 \cdot 0.3}{0.4 \cdot 0.5 + 0.8 \cdot 0.3 + 0.3 \cdot 0.2} = 0.48$$

$$p(H_3 | E_1) = \frac{0.3 \cdot 0.2}{0.4 \cdot 0.5 + 0.8 \cdot 0.3 + 0.3 \cdot 0.2} = 0.12$$

Після того як E_1 сталося, довіра до гіпотез H_1 і H_3 знизилася, в той час як довіра до H_2 зросла. У тих випадках, коли є факти, які підтверджують події E_1 і E_2 , то апостеріорні ймовірності вихідних гіпотез також можуть бути обчислені за правилом Бейєса:

$$p(H_i | E_1 E_2) = \frac{p(E_1 E_2 | H_i) \times p(H_i)}{\sum_{k=1}^3 p(E_1 E_2 | H_k) \times p(H_k)}, \quad i=1,2,3.$$

Оскільки події E_1 і E_2 умовно незалежні при даних гіпотезах H_i , формулу Байєса можна переписати у вигляді:

$$p(H_i | E_1 E_2) = \frac{p(E_1 | H_i) \times p(E_2 | H_i) \times p(H_i)}{\sum_{k=1}^3 p(E_1 | H_k) \times p(E_2 | H_k) \times p(H_k)}, \quad i=1,2,3.$$

Звідки

$$p(H_1 | E_1 E_2) = \frac{0,4 \times 0,7 \times 0,5}{0,4 \times 0,7 \times 0,5 + 0,8 \times 0,9 \times 0,3 + 0,3 \times 0,0 \times 0,2} = 0,393,$$

$$p(H_2 | E_1 E_2) = \frac{0,8 \times 0,9 \times 0,3}{0,4 \times 0,7 \times 0,5 + 0,8 \times 0,9 \times 0,3 + 0,3 \times 0,0 \times 0,2} = 0,607,$$

$$p(H_3 | E_1 E_2) = \frac{0,3 \times 0,0 \times 0,2}{0,4 \times 0,7 \times 0,5 + 0,8 \times 0,9 \times 0,3 + 0,3 \times 0,0 \times 0,2} = 0,0.$$

Це означає, що тільки H_1 і H_2 залишилися після отримання доказів E_1 і E_2 . При цьому H_1 , менш ймовірно, ніж H_2 . На цьому прикладі ми розглянули процес поширення ймовірностей по елементам при надходженні до неї тих чи інших доказів.

Послідовне поширення ймовірностей

Однак реально поширення ймовірностей відбувається поетапно, підсумовуванням окремих доказів та їх впливу на умовну ймовірність, по мірі надходження окремих E_i . Це можна зробити, використовуючи апріорні і апостеріорні ймовірності, наступним чином:

1. Задаємо $p(H_i)$ - апріорну ймовірність подій H_i .
2. Для отриманих доказів E_j записуємо $p(E_j | H_i)$.
3. З урахуванням теореми Байєса підраховуємо $p(E_j | H_i)$ залежно від результату E_j , тобто обчислюємо апостеріорну ймовірність події H_i .
4. Тепер можна не звертати уваги на всі E_j , які настали, і перепозначити поточну апостеріорну ймовірність події H_i , як нову апріорну ймовірність H_i . Отже, нехай $p(H_i)$ дорівнює $p(H_i | E_j)$ залежно від значення E_j .
5. Потім виберемо нове свідчення для розгляду і перейдемо до п. 2.

Проілюструємо цю послідовність на наведеному вище прикладі в положенні, що спочатку надійшов доказ E_2 . тоді:

$$p(H_1 | E_2) = \frac{0,7 \times 0,5}{0,7 \times 0,5 + 0,9 \times 0,3 + 0,0 \times 0,2} = 0,565,$$

$$p(H_2 | E_2) = \frac{0,9 \times 0,3}{0,7 \times 0,5 + 0,9 \times 0,3 + 0,0 \times 0,2} = 0,435,$$

$$p(H_3 | E_2) = \frac{0,0 \times 0,2}{0,7 \times 0,5 + 0,9 \times 0,3 + 0,0 \times 0,2} = 0,0.$$

Отримані ймовірності можна прийняти за нові апостеріорні ймовірності гіпотез H_1 , H_2 і H_3 , тобто:

$$p(\tilde{H}_1) = 0,565,$$

$$p(\tilde{H}_2) = 0,435,$$

$$p(\tilde{H}_3) = 0,0.$$

І якщо тепер додатково надійде доказ E_1 , то нові апостеріорні ймовірності гіпотез можуть бути обчислені тільки на основі знову обчисленого його доказу:

$$p(H_1 | E_1 E_2) = \frac{0,4 \times 0,565}{0,4 \times 0,565 + 0,8 \times 0,435 + 0,3 \times 0,0} = 0,393,$$

$$p(H_2 | E_1 E_2) = \frac{0,8 \times 0,435}{0,4 \times 0,565 + 0,8 \times 0,435 + 0,3 \times 0,0} = 0,607,$$

$$p(H_3 | E_1 E_2) = \frac{0,3 \times 0,0}{0,4 \times 0,565 + 0,8 \times 0,435 + 0,3 \times 0,0} = 0,0.$$

З наведеного прикладу видно, що ітераційна процедура послідовного розподілу ймовірностей в міру надходження доказів дозволяє отримати результат, аналогічний безпосередньому застосуванню правила Байєса для випадку одночасно двох доказів.

Неповнота апіорних відомостей

Істотною перешкодою на шляху реалізації обчислень за формулою Байєса є необхідність знання апіорних ймовірностей $P(Y_j)$ захворювань Y_j . Принаймні, такі знання дуже бажані: якщо їх немає, можна прийняти всі гіпотези рівноймовірними, тобто $P(Y_j) = 1/J$, де J — кількість альтернативних захворювань. Однак це призведе або до недостатньо високої достовірності висновків (при фіксованій кількості спостережуваних ознак), або потребуватиме збільшення обсягу спостережень (при фіксованій достатньо високій достовірності висновків). Зауважимо, що в деяких літературних джерелах недостатня обґрунтованість апіорного розподілу взагалі оголошується основною перешкодою на шляху використання формули Байєса в додатках.

Як приклад наведемо спробу "перекладення" на мову формули Байєса статистичної інформації про деякі ознаки ниркової патології. "... Характерним для ниркової патології симптомом був лімфатичний розарій, який виявляли у обстежених хворих у 57% випадків ... При захворюваннях легенів, шлунково-кишкового тракту, серцево-судинної та нервової систем лімфатичний розарій виявляли набагато рідше, ніж при хворобах нирок , в 9-22% випадків ... Вказана обставина дозволяє лікарю міркувати таким чином: при всякому виявленні лімфатичного розарію на райдужці можна припускати, але жодною мірою не можна стверджувати, що у даного хворого є зміни з боку нирок ".

У даному конкретному випадку явно не враховується частота народження ниркової патології взагалі, безвідносно до будь-якої сукупності діагностичних ознак, отже апріорні ймовірності гіпотез Y_1 ="є захворювання нирок" і Y_2 = "немає захворювань нирок" можна прийняти однаковими: $P(Y_1)=P(Y_2)=0,5$.

Умовні ймовірності $P(X_i/Y_j)$ дані і є рівними:

$$P(X_1/Y_1)=0,57; \quad P(X_1/Y_2)=0,155,$$

де X_1 означає "є лімфатичний розарій", а значення величини $P(X_1/Y_2)=0,155$ отримано як середнє арифметичне значення 0,09 і 0,22.

Тоді

$$P(Y_1 / X_1) = \frac{P(Y_1)P(X_1 / Y_1)}{P(X_1)}$$

Оскільки

$$P(X_i) = \sum_j P(Y_j)P(X_i / Y_j) ,$$

слідуює:

$$P(Y_1 / X_1) = \frac{P(Y_1)P(X_1 / Y_1)}{\sum_j P(Y_j)P(X_1 / Y_j)} = \frac{P(X_1 / Y_1)}{\sum_j P(X_1 / Y_j)} = \frac{0,57}{0,57 + 0,155} = 0,8 .$$

Аналогічно

$$P(Y_2 / X_1) = \frac{P(X_1 / Y_2)}{\sum_j P(X_1 / Y_j)} = \frac{0,155}{0,57 + 0,155} = 0,2 .$$

Таким чином, нерівність $P(Y_1/X_1) > P(Y_2/X_1)$ відповідає виразу "можна припускати наявність захворювання нирок", а той факт, що $P(Y_1/X_1) < 1$, відповідає фразі "але жодною мірою не можна стверджувати". Слова "жодною мірою" - свідчення надзвичайної обережності автора: адже все-таки у 8 випадках з 10 твердження виявиться справедливим. Разом з тим, цю обережність можна зрозуміти – мова йдеться про достовірність діагностування захворювання, яке потім доведеться лікувати.

Врахуємо тепер апіорну інформацію у вигляді розподілу $P(Y_j)$ і оцінімо її вплив на вагомість одержуваних висновків. За результатами профілактичного огляду школярів у віці 12-17 років відомо, що патологія нирок притаманна 68% обстежених. Приймаючи у виразі (3.4) $P(Y_1)=0,68$ і $P(Y_2)=0,32$, отримаємо

$$P(Y_1 / X_1) = \frac{0,68 \cdot 0,57}{0,68 \cdot 0,57 + 0,32 \cdot 0,155} = 0,9.$$

$$P(Y_2 / X_1) = 1 - P(Y_1 / X_1) = 0,1.$$

Таким чином, завдяки обліку апіорної інформації ймовірність виведення на користь гіпотези Y_1 ="є захворювання нирок" зросла на 0,1. Це зовсім не мало, якщо врахувати, що на таку ж величину зменшилася ймовірність $P(Y_2/X_1)$ - в результаті відносна надійність виведення, яка характеризується відношенням $P(Y_1/X_1)/P(Y_2/X_1)$, збільшилася з 4 до 9, тобто більш ніж в 2 рази.

Очевидно, виграш від використання апіорної інформації тим істотніше, чим більше обсяг такої інформації, тобто ніж нерівномірніше розподілення $P(Y_j)$. Наприклад, за результатами іншого профілактичного огляду, де середній вік обстежуваних становив 46,5 років, за допомогою аналогічних обчислень для $P(Y_1)=0,82$ і $P(Y_2)=0,18$, отримуємо

$$P(Y_1/X_1)=0,94, P(Y_2/X_1)=0,06.$$

Відношення $P(Y_1/X_1)/P(Y_2/X_1)$ тепер рівне близько 16, тобто збільшилося у порівнянні з початковим у 4 рази.

З урахуванням апіорної інформації про те як часто зустрічається ниркова патологія, наведений вище висновок щодо спостереження лімфатичного розарію можна було б перефразувати так: "оскільки частота народження

ниркової патології серед населення з середнім віком 14-46 років досить висока і становить 70-80%, при всякому виявленні лімфатичного розарію на райдужці можна припускати зі значним ступенем впевненості (приблизно 92% проти 8%), що у хворого, що належить до тієї ж вікової категорії, є зміни з боку нирок, хоча категорично цього стверджувати не можна".

Резюмуючи питання використання апріорної інформації у вигляді різних захворювань, що зустрічаються, відзначимо:

1) облік апріорної ймовірності суттєво впливає на достовірність висновків, тому завжди слід прагнути до отримання та обліку апріорних відомостей про захворювання, що зустрічаються;

2) апріорна інформація, взагалі кажучи, не має відношення до того чи іншого виду діагностування - це інформація загальномедичного характеру, що зберігається в певних документах МОЗ та відображає, залежність $P(Y_j)$ від багатьох факторів і умов (соціальних, територіальних, кліматичних, екологічних, санітарно-епідеміологічних і т.п.);

3) при діагностиці лікар практично завжди використовує апріорну інформацію, проте зазвичай він це робить на інтуїтивному рівні.

РЕКОМЕНДОВАНА ЛІТЕРАТУРА

1. Новые методы электрокардиографии / [под ред. С. В. Грачева, Г. Г. Иванова, А. Л. Сыркина]. — М.: Техносфера, 2007. — 552 с.
2. Іванушкіна Н.Г. Технології високого розрізнення в електрокардіографії: навч. посіб. / Н.Г. Іванушкіна, В.О. Фесечко. — К.: НТУУ "КПІ", 2007. — 116 с.
3. Руководство по кардиологии / [под ред. В. Н. Коваленко]. — К.: Морион, 2008. — 1404 с.
4. Зайченко К.В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов / К. В. Зайченко, О. О. Жаринов, А. Н. Кулин. — СПб.: РИО ГУАП, 2001. — 140 с.
5. Абакумов В.Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг/ В.Г. Абакумов, О. І. Рибін, Й. Сватош. — Київ: Нора-принт, 2003. — 426 с.
6. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход/ Р. М. Рангайян; пер. с англ. под ред. А. П. Немирко. — М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. — 440 с.
7. Медицинские приборы: Разработка и применение. Ред. Джон Г. Вебстер. — К.: Медторг, 2004. — 620 с.
8. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для вузов/А. Т. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило и др.; Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. — М.: Радио и связь, 1993. — 248 с.
9. Габриэль Хан М. Быстрый анализ ЭКГ. — М.: Бином, 2000. — 286 с.
10. Хаутон Э.Р., Грей Д. Расшифровка ЭКГ. Практическое руководство. Пер. с англ. — М.: Медицина, 2001. — 284 с.
11. Агаханян Т.М., Никитаев В.Г. Электронные устройства в медицинских приборах. Учебное пособие. — М.: Бином, 2005. — 510с.
12. Илясов Л.В. Биомедицинская измерительная техника. Учебное пособие для вузов. — М.: Высшая школа, 2007. — 342с.
13. Український доплерівський клуб [Електронний ресурс]/ Режим доступу: <http://www.ultrasound.net.ua>